

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

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

**Dreidimensionale Sonographie
am gesunden und erkrankten Vogelauge
–
Das hintere Augensegment**

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

vorgelegt von
Andrea Liepert
aus Augsburg

München 2013

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: 09. Februar 2013

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	IV
1 Einleitung	1
2 Literatur	2
2.1 Sonographie	2
2.1.1 Physikalische und technische Grundlagen der Sonographie	2
2.1.2 Bildwiedergabeverfahren und Schallköpfe (Sonden)	11
2.1.3 Prinzipien der Dopplersonographie	12
2.1.4 Grundlagen der dreidimensionalen Sonographie	15
2.1.5 Vor - und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie	20
2.1.6 Sonographische Artefakte	21
2.2 Das Vogelauge – Hinteres Augensegment	24
2.2.1 Anatomie und Physiologie des hinteren Augensegmentes	24
2.2.2 Pathologische Veränderungen des hinteren Augensegmentes	33
2.3 Ophthalmologische Sonographie – Hinteres Augensegment	39
2.3.1 Indikation	39
2.3.2 Untersuchungsmethoden und Untersuchungsebenen	40
2.3.3 Der zwei - und dreidimensionale sonographische Normalbefund am Auge	42
2.3.4 Darstellung von pathologischen Veränderungen am hinteren Augensegment im zwei - und dreidimensionalen Ultraschallbild	45
2.3.5 Okulare Farbdoppler -Sonographie	50
2.4 Pathologisch - anatomische Untersuchung des Auges	51
2.4.1 Entnahme, Fixation und Präparation	51
2.4.2 Fotografische Dokumentation	52
3 Material und Methoden	54
3.1 Zielsetzung	54
3.2 Materialbeschreibung	54
3.2.1 Patientengut	54
3.2.2 Material für die ophthalmologische Untersuchung	58
3.2.3 Material für die Ultraschalluntersuchung	59
3.2.4 Material für die postmortale Dokumentation	63
3.3 Untersuchungsmethodik	64

3.3.1 Die klinische Untersuchung.....	64
3.3.2 Die ophthalmologische Untersuchung	66
3.3.3 Die sonographische Untersuchung	68
3.3.4 Die postmortale Dokumentation.....	79
4 Ergebnisse	81
4.1 Durchführung der dreidimensionalen Sonographie	81
4.1.1 Dauer der Untersuchung.....	81
4.1.2 Toleranz und Verträglichkeit der Untersuchung.....	83
4.2 Dreidimensionale Ultraschalldarstellung des physiologischen hinteren Augensegmentes	84
4.2.1 Bulbus und Skleralring	84
4.2.2 Glaskörper	89
4.2.3 Pecten oculi	90
4.2.4 Hintere Augenwand	96
4.2.5 Nervus opticus	97
4.2.6 Extraokulare Muskulatur	98
4.2.7 Darstellungsmöglichkeiten in der dreidimensionalen Sonographie.....	99
4.3 Dreidimensionale Ultraschalldarstellung pathologischer Veränderungen am hinteren Augensegment.....	103
4.3.1 Bulbus	103
4.3.2 Glaskörper	110
4.3.3 Pecten oculi	118
4.3.4 Hintere Augenwand	126
4.3.5 Nervus opticus	133
5 Diskussion	135
5.1 Material und Methodik der sonographischen Untersuchung.....	135
5.1.1 Ultraschallgerät und Sonde.....	135
5.1.2 Untersuchungsmethoden.....	136
5.1.3 Technik der Datengewinnung	139
5.1.4 Manipulation des dreidimensionalen Bildes	140
5.2 Die dreidimensionale Sonographie	141
5.2.1 Untersuchungsdauer und Verträglichkeit.....	141
5.2.2 Darstellung des physiologischen hinteren Augensegmentes.....	144
5.2.3 Darstellung pathologischer Veränderungen am hinteren Augensegment.....	147
5.2.4 Die dreidimensionale Farbdoppler - Untersuchung.....	156

5.2.5 Vor - und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie.....	157
5.3 Die postmortale Untersuchung	159
6 Zusammenfassung	161
7 Summary	163
8 Resumen	165
9 Résumé	167
10 Literaturverzeichnis.....	169
Abbildungsverzeichnis	182
Tabellenverzeichnis	185
Danksagung.....	186
Curriculum vitae	187

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	=	Abbildung
A – Mode	=	Amplituden – Modulation
B – Mode	=	Brightness – Modulation
CFM	=	Color Flow Mode
CRI	=	Compound Resolution Imaging
GE	=	General Electric Company
h	=	Stunde
Hz	=	Hertz
i.m.	=	intramuskulär
kHz	=	Kilohertz
li.	=	links
M./ Mm.	=	Musculus (Muskel)/ Musculi (Muskeln)
MHz	=	Megahertz
ml/kg	=	Milliliter pro Kilogramm
mm	=	Millimeter
M – Mode	=	Motion – Modulation
m/s	=	Meter pro Sekunde
µm	=	Mikrometer
n	=	Anzahl
N.	=	Nervus (Nerv)
nm	=	Nanometer
OD	=	Oculus dexter (rechtes Auge)
OS	=	Oculus sinister (linkes Auge)
PRF	=	Pulse Repetition Frequency
PW	=	Pulse Wave
re.	=	rechts
ROI	=	Region of Interest
s	=	Sekunde
SRI2	=	Speckle Reduction Imaging
TGC	=	Time Gain Compensation (Zeitabhängige Verstärkung)

1 Einleitung

Als wichtigster der fünf Sinne des Vogels kann das Sehvermögen bei Einschränkungen kaum durch andere Sinnesleistungen ausgeglichen werden. Daher hat bereits eine geringfügige Minderung des Visus einen großen Einfluss auf die Orientierungsfähigkeit im Raum, die Reaktionsfähigkeit auf überraschend auftretende Reize oder die Fähigkeit, auf eine wechselnde Gestaltung der Umwelt zum Beispiel bei der Futteraufnahme zu reagieren. Eine uneingeschränkte Sehfähigkeit ist daher essentiell für die eigenständige Nahrungssuche insbesondere bei Wildvögeln sowie für bestimmte vogelspezifische Verhaltensweisen wie beispielsweise das Fliegen. Zudem spiegeln viele pathologische Augenveränderungen Manifestationen systemischer Erkrankungen wieder, wodurch das Vogelauge als sogenanntes „diagnostisches Fenster“ gilt. Häufig ist bei Augenerkrankungen ausschließlich das hintere Augensegment betroffen, was äußerlich meist nicht zu erkennen ist. Aus diesen Aspekten geht die herausragende Bedeutung einer aussagekräftigen ophthalmologischen Untersuchung beim Vogel hervor (BUYUKMIHCI 1985; KORBEL 1994, 1999; KORBEL et al. 2001; KORBEL et al. 1997).

Bei Trübungen des dioptrischen Apparates kann das hintere Augensegment mittels optischer Techniken nicht mehr eingesehen werden. In diesen Fällen hat sich die zweidimensionale Sonographie zur Darstellung des Ausmaßes der intraokularen Veränderungen am Vogelauge bereits etabliert (GUMPENBERGER & KOLM 2006; KORBEL et al. 2009; STROBEL 2010). Die dreidimensionale Sonographie des Auges stellt in der Humanmedizin eine wichtige Untersuchungstechnik dar, mit deren Hilfe Perspektiven erreicht werden können, welche mittels der zweidimensionalen Sonographie nicht möglich sind. Dadurch können insbesondere komplexe Strukturen leichter beurteilt werden (DOWNEY et al. 2000; GRASBON et al. 2001). In der Veterinärmedizin kam diese Technik am Auge bisher nur selten zum Einsatz (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007), während beim Vogel mit Ausnahme von Untersuchungen an zwei Mäusebussarden noch keine Daten verfügbar sind (REESE 1999).

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Möglichkeiten und Grenzen der dreidimensionalen Sonographie insbesondere im Vergleich zur zweidimensionalen Ultraschalluntersuchung bei der Darstellung von physiologischen Binnenstrukturen sowie pathologischen Veränderungen des Vogelauges aufzuzeigen. Zudem wurden dreidimensionale Farbdoppler-Untersuchungen des Augenfächers durchgeführt, um Aussagen über den Blutfluss treffen zu können.

2 Literatur

2.1 Sonographie

2.1.1 Physikalische und technische Grundlagen der Sonographie

Nach GLADISCH (1993) beruht die Sonographie auf dem Reflexionsprinzip, bei welchem Schallwellen in ein Medium ausgesendet werden. Treffen diese auf ein Hindernis, kehren sie in Form eines Echos wieder zum Ursprungsort zurück.

In der Sonde befinden sich nahe der Oberfläche ein oder mehrere piezoelektrische Kristalle, die sich beim Anlegen von Wechselspannung verformen und dadurch Ultraschallwellen in das Gewebe abgeben. Diese Kristalle bestehen aus verschiedenen keramischen Materialien, die aus Quarzen, Zirkonaten oder Titanaten aufgebaut sind (POULSEN NAUTRUP 1998). Werden die Ultraschallwellen reflektiert, kommt es zu einer erneuten Deformation der Kristalle, was als elektrische Spannung registriert und in ein Ultraschallbild umgewandelt werden kann. Somit dient der Kristall im Schallkopf gleichzeitig als Sender und Empfänger (FEIBEL 1978; LIZZI & FELEPPA 1979; RANTANEN & EWING 1981).

Die heutigen Ultraschallgeräte arbeiten nach dem Impuls – Echo - System. Nach Abgabe eines Sendeimpulses von nur wenigen Mikrosekunden Dauer erfolgt die Umstellung des Gerätes auf Empfang (BYRNE & GREEN 2002; GLADISCH 1993). Auf diese Weise sind die piezoelektrischen Kristalle, die als Transducer oder Schallwandler fungieren, meistens auf Empfang der Echos ausgerichtet; das Aussenden der Ultraschallwellen erfolgt nur in fünf Prozent der Zeit. Der Transducer empfängt elektrische Signale vom Pulsgeber, die anschließend in eine andere Energieform in Gestalt von Ultraschallwellen umgewandelt werden. Pro Sekunde gibt der Pulsgeber einige tausend Sendeimpulse ab, was als PRF (Puls – Repetitions - Rate) bezeichnet wird. Der Empfänger verstärkt die eintreffenden Echos und transformiert sie wiederum in elektrische Signale, welche schließlich zu einer Darstellung auf dem Bildschirm führen (BRONSON & TURNER 1973; FARROW 1996).

Schallwellen sind definiert als mechanische Wellen, deren Ausbreitung an das Vorhandensein von Materie gebunden ist (GLADISCH 1993; ZISKIN 1993). Die Materie wird in Schwingungen versetzt, wodurch es zu periodischen Verdichtungen und Verdünnungen der Teilchen eines Stoffes kommt (BYRNE & GREEN 2002; GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998). Dabei schwingen die Teilchen um einen Ruhepunkt, werden also im eigentlichen Sinne nicht fortbewegt, sondern übertragen Energie auf die benachbarten Moleküle (DIETRICH 2006; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

In der Ultraschalldiagnostik sind nur Longitudinalwellen bedeutsam, da die Fortpflanzung der Schallwellen im Gewebe parallel zur Ausbreitungsrichtung erfolgt (DIETRICH 2006; POULSEN NAUTRUP 1998; ZISKIN 1993).

Die Intensität des ausgesandten Schallstrahls wird mittels der Amplitude, das heißt der Auslenkung der jeweiligen Schwingung, beschrieben. Je größer die Amplitude, desto höher ist die Schallintensität, was zu einer helleren Darstellung der Strukturen auf dem Bildschirm des Ultraschallgerätes führt (POULSEN NAUTRUP 1998; RANTANEN & EWING 1981).

Laut POULSEN NAUTRUP (1998) besteht eine Wellenlänge λ aus einer Phase, in der Verdichtung und Verdünnung der Teilchen eines Stoffes einmal komplett durchlaufen wurden. Sie wird definiert als Quotient aus Schallgeschwindigkeit v und Schwingungsfrequenz f (GÖTZ 1983).

$$\lambda = v/f$$

Die Frequenz f ist charakterisiert durch die Anzahl der Schwingungen der Gewebeteilchen pro Sekunde. Ihre Angabe erfolgt in Hertz, wobei ein Hertz einer Schwingung pro Sekunde entspricht (GÖTZ 1983; THIJSSSEN 1988).

Die Frequenzen des Ultraschalls bewegen sich im Bereich zwischen 20 kHz und 100 MHz und liegen außerhalb des für den Menschen und auch Haussäugetiere hörbaren Bereichs (FLÜCKIGER 1990). In der medizinischen Sonographie kommen Frequenzen zwischen 1 bis 30 MHz, in Ausnahmefällen auch höhere Frequenzen, zum Einsatz (FARROW 1996).

Frequenz f und Wellenlänge λ sind umgekehrt proportional zueinander. Dies bedeutet, dass bei hohen Frequenzen kurze Wellenlängen und bei niedrigen Frequenzen lange Wellenlängen produziert werden (BYRNE & GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998).

Die Schallgeschwindigkeit v ist abhängig von der Beschaffenheit des Gewebes, in dem sich die Schallwellen ausbreiten. Von der Frequenz wird die Schallgeschwindigkeit dagegen kaum beeinflusst (FLÜCKIGER 1990). Besitzen Gewebe eine hohe Dichte und dadurch eine geringe Elastizität, wie beispielsweise Festkörper, durchlaufen Schallwellen diese mit einer höheren Geschwindigkeit als dies in Gasen oder Flüssigkeiten der Fall ist (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998). Daher ist die Schallgeschwindigkeit in der Linse höher als im Glaskörper (BYRNE & GREEN 2002). Die sonographische Dichte von Organen wird nach FLÜCKIGER (1990) vor allem durch die Mineralisation und den jeweiligen Anteil an Bindegewebe und Fett bestimmt. Das resultierende Echo wird umso stärker, je höher der Anteil dieser Strukturen im Gewebe ist. Die Ausbreitungsgeschwindigkeit in den Weichteilgeweben des Körpers beträgt im Durchschnitt 1540 m/s (BARR 1992).

Den Widerstand, den die Körpergewebe der Schallausbreitung entgegensetzen, wird als akustische Impedanz oder Schallwellenwiderstand bezeichnet. Die akustische Impedanz eines Stoffes setzt sich zusammen aus dem Produkt der spezifischen Dichte eines Gewebes und der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen in diesem Gewebe (FARROW 1996; GÖTZ 1983).

Treffen Ultraschallwellen auf Grenzflächen zwischen zwei Geweben mit unterschiedlicher akustischer Impedanz, wird ein Teil der Ultraschallwellen reflektiert, was zur Echobildung führt. Der andere Teil der Schallwellen wird im Gewebe fortgeleitet, also transmittiert (BAUM & GREENWOOD 1958; POULSEN NAUTRUP 1998).

Dabei hängt die Stärke des Echos, also die Menge der reflektierten Schallwellen, hauptsächlich von der Größe des Impedanzunterschieds der zwei benachbarten Gewebe ab. Der absolute Wert der akustischen Impedanz eines Gewebes selbst ist somit relativ unbedeutend (RANTANEN & EWING 1981).

Große Impedanzunterschiede entstehen, wenn Luft oder Knochen an Weichteilgeweben angrenzen. Hierbei kommt es zu einer Reflexion des größten Teils der Schallwellen. Somit ist es wichtig, auf eine gute Verbindung zwischen Sonde und dem zu untersuchenden Gewebe zu achten, da es ansonsten zu einer Totalreflexion der Ultraschallwellen in der Luft kommen würde (GÖTZ 1983). Bei geringen Impedanzwechselln, wie dies beispielsweise bei zwei aneinandergrenzenden Weichteilgeweben der Fall ist, wird nur ein sehr geringer Anteil der Ultraschallwellen reflektiert, der weitaus größere Anteil setzt sich im Gewebe fort (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998).

Neben der Größe des Impedanzunterschieds hängt die Stärke des Echos von einer Reihe weiterer Faktoren ab (BYRNE & GREEN 2002), die im Folgenden besprochen werden sollen.

Einfallswinkel der Ultraschallwellen & Brechung (Refraktion)

Der Einfallswinkel der Ultraschallwellen entspricht grundsätzlich dem Winkel der reflektierten Ultraschallwellen. Treffen Schallwellen senkrecht auf einer Grenzfläche auf, werden sie in der gleichen Richtung wieder zurückgeworfen, laufen also direkt zur Sonde zurück. Wird eine Grenzfläche in einem schrägen Winkel erfasst, wird ein beträchtlicher Teil des reflektierten Schallstrahls von der ursprünglichen Richtung abgelenkt, was in einem schwachen Echo resultiert (BAUM & GREENWOOD 1958; MEIER 1989).

Die nicht reflektierten Schallwellen der schräg getroffenen Grenzfläche erfahren im neuen Gewebe eine Richtungsänderung, wenn die Grenzfläche darüber hinaus aus zwei Medien mit unterschiedlicher Ausbreitungsgeschwindigkeit des Schalls besteht. Dieses Phänomen wird als Brechung oder Refraktion bezeichnet. Tritt ein Schallstrahl von einem langsam

leitenden in ein schnell leitendes Gewebe über, wird er von der Senkrechten weg gebrochen. Demnach vergrößert sich der Brechungswinkel. Der umgekehrte Effekt, also die Verkleinerung des Brechungswinkels, tritt ein, wenn transmittierte Ultraschallwellen in ein Gewebe mit geringerer Ausbreitungsgeschwindigkeit eindringen (BYRNE & GREEN 2002; MEIER 1989; POULSEN NAUTRUP 1998).

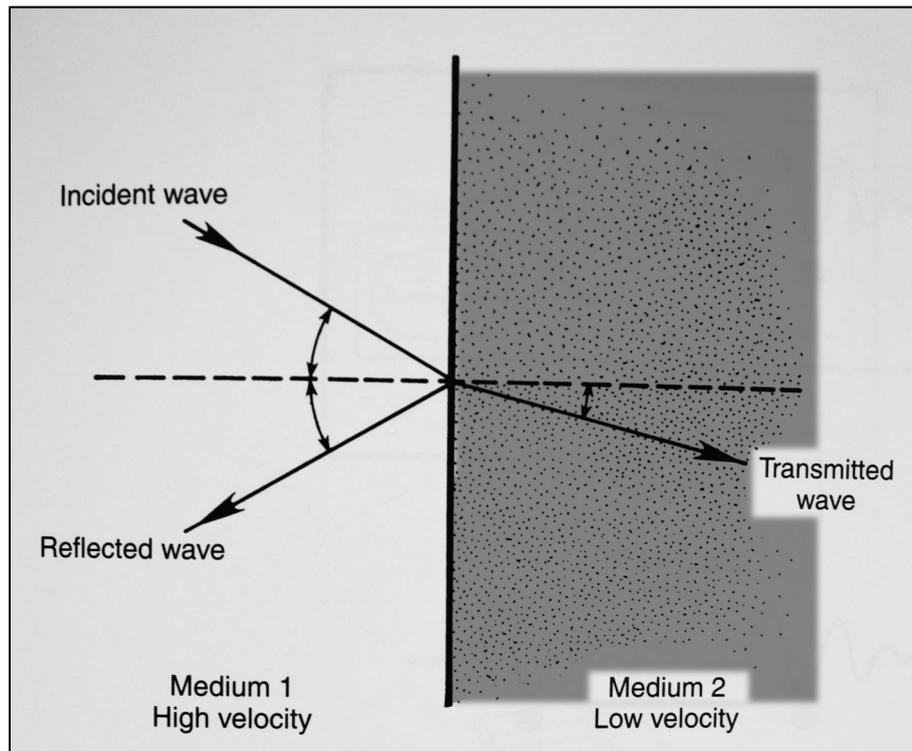


Abbildung 1: Einfallswinkel der Ultraschallwellen und Brechung/Refraktion (aus Byrne & Green, 2002)

Absorption

Beim Durchdringen der Ultraschallwellen von Gewebe wird ein Teil der Schallenergie in andere Energieformen, größtenteils jedoch in Wärme, umgewandelt. Diese Erscheinung wird als Absorption bezeichnet. Somit kommt es zu einer fortlaufenden Abschwächung der Schallintensität (LIZZI & FELEPPA 1979).

Die Absorptionsrate ist abhängig von drei verschiedenen Faktoren (FARROW 1996): der Schallfrequenz, der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall im jeweiligen Gewebe und der Schichtdicke des Gewebes.

Mit zunehmender Frequenz steigt die Absorptionsrate an, das heißt mit steigender Frequenz sinkt die Eindringtiefe. Größere Ausbreitungsgeschwindigkeiten des Schalles in Geweben und größere Schichtdicke wirken sich ebenfalls in einer verstärkten Absorption aus (BYRNE & GREEN 2002). Hinter Knochen, Verkalkungen und Konkrementen steht keine Schallenergie mehr zur Verfügung, um die angrenzenden Strukturen im Ultraschallbild

darzustellen, da in diesen Geweben die Absorption sehr hoch ist. Es entsteht ein sogenannter Schallschatten (POULSEN NAUTRUP 1998).

Beschaffenheit der akustischen Grenzflächen

Größe, Gestalt und Gleichmäßigkeit einer Grenzfläche wirken sich ebenfalls auf die Stärke aus, mit der ein Echo reflektiert wird. Kleine, unregelmäßige oder geneigte Grenzflächen lenken den Schallstrahl mehr oder weniger stark in unterschiedliche Richtungen ab (BYRNE & GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998), das Phänomen der Streuung tritt ein. Die Streuung ist abhängig von der Frequenz; bei steigender Frequenz und damit abnehmender Wellenlänge nimmt der Grad der Streuung zu. Die Streuung ist gemeinsam mit der Absorption für die Dämpfung des Ultraschalls im Gewebe verantwortlich (GÖTZ 1983; THIJSSSEN 1988).

In homogenen Medien erfolgt die Ausbreitung des Schallstrahls geradlinig, beim Auftreffen auf Hindernisse jedoch werden die Ultraschallwellen in den Schallschatten hineingebeugt. Der Grad der Beugung ist frequenzabhängig; dementsprechend nimmt die Beugungserscheinung mit zunehmender Frequenz ab. Dieses Phänomen tritt auch bei abgerundeten Konturen wie dem Nierenpol in Erscheinung (GLADISCH 1993; GÖTZ 1983).

Der piezoelektrische Kristall innerhalb des Schallkopfes erzeugt Ultraschallwellen einer bestimmten Frequenz, jedoch existieren daneben auch eine Reihe niedrigerer und höherer Frequenzen (SILVERMAN et al. 1995). Diese Nebenfrequenzen haben eine geringere Intensität als die Hauptfrequenz, legen aber die Bandbreite eines Ultraschallsignals fest. Durch eine große Bandbreite wird ein kurzer Sendeimpuls ermöglicht (GLADISCH 1993; RANTANEN & EWING 1981).

Einen weiteren Einfluss auf die Verkürzung des Sendeimpulses hat das Isolationsmaterial, welches sich innerhalb der Sonde direkt hinter den piezoelektrischen Kristallen befindet. Dieses Isolationsmaterial wird auch als Dämpferkörper bezeichnet und bewirkt eine Einschränkung der Schwingungen durch den Kristall (BYRNE & GREEN 2002; THIJSSSEN 1988).

Generell ist zwischen fokussierten und unfokussierten Schallköpfen zu unterscheiden (RANTANEN & EWING 1981).

Unfokussierte Schallköpfe:

Nach RANTANEN & EWING (1981) besteht die Schallkeule, die von unfokussierten Sonden produziert wird, aus zwei Bereichen: dem Nahfeld (Fresnel - Zone) und dem Fernfeld (Fraunhofer Zone).

Das Nahfeld befindet sich nahe dem Schallkopf und ist charakterisiert durch starke Interferenz (POULSEN NAUTRUP 1998). Dies bedeutet, dass es in diesem Bereich zu einer

deutlichen Überlagerung mehrerer Ultraschallwellen kommt. Im Nahfeld verlaufen die Schallstrahlen annähernd parallel zueinander (GÖTZ 1983) und der Durchmesser der Schallkeule entspricht ungefähr dem Durchmesser des Transducers. Jedoch nimmt der Durchmesser der Schallkeule mit zunehmender Entfernung vom Schallkopf allmählich ab (BYRNE & GREEN 2002). Die Begrenzung des Nahfeldes ist festgelegt durch das Produkt aus der Frequenz und dem Durchmesser des Transducers (MEIER 1989).

Das Fernfeld schließt sich an das Nahfeld an. Innerhalb dieser Zone beginnt der Schallstrahl sehr stark zu divergieren, wobei der Durchmesser der Schallkeule mit zunehmendem Abstand von der Sonde zunimmt (BYRNE & GREEN 2002; OKSALA 1967). Kleine Strukturen können somit auf dem Ultraschallbild nicht mehr dargestellt werden. Die Schallkeule im Fernfeld nimmt eine typische gelappte Gestalt an (LIZZI & FELEPPA 1979; RANTANEN & EWING 1981).

Fokussierte Schallköpfe:

Bei unfokussierten Schallköpfen werden Strukturen im Nahfeld mit gleicher Reflexionsqualität aufgrund der Interferenz der Schallwellen teilweise unterschiedlich echogen abgebildet, weshalb das Nahfeld so kurz wie möglich sein sollte. Dasselbe gilt für das stark divergierende Fernfeld (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Erreicht werden kann dies durch eine Fokussierung der Schallkeule, indem akustische Linsen oder konkave Transduceroberflächen eingebaut werden (mechanische Fokussierung). Alternativ kann eine Sonde auch aus vielen piezoelektrischen Kristallen bestehen, die eine phasenweise zeitverschobene Ansteuerung verschiedener Bereiche ermöglichen (elektronische Fokussierung) (POULSEN NAUTRUP 1998).

Durch Fokussierung der Schallkeule entsteht die sogenannte Fokuszone, welche zwischen Nah - und Fernfeld liegt und in welcher die Schallkeule eingeschnürt und die Intensität erhöht wird (GÖTZ 1983). Während die Fokuszone bei der mechanischen Fokussierung fest vorgegeben ist, existieren bei der elektronischen Fokussierung mehrere Fokuszonen hintereinander, welche zudem dynamisch verschoben werden können. Insgesamt werden durch den Einsatz fokussierter Sonden engere Schallkeulen erreicht als durch unfokussierte Sonden (GLADISCH 1993; LIZZI & FELEPPA 1979; POULSEN NAUTRUP 1998).

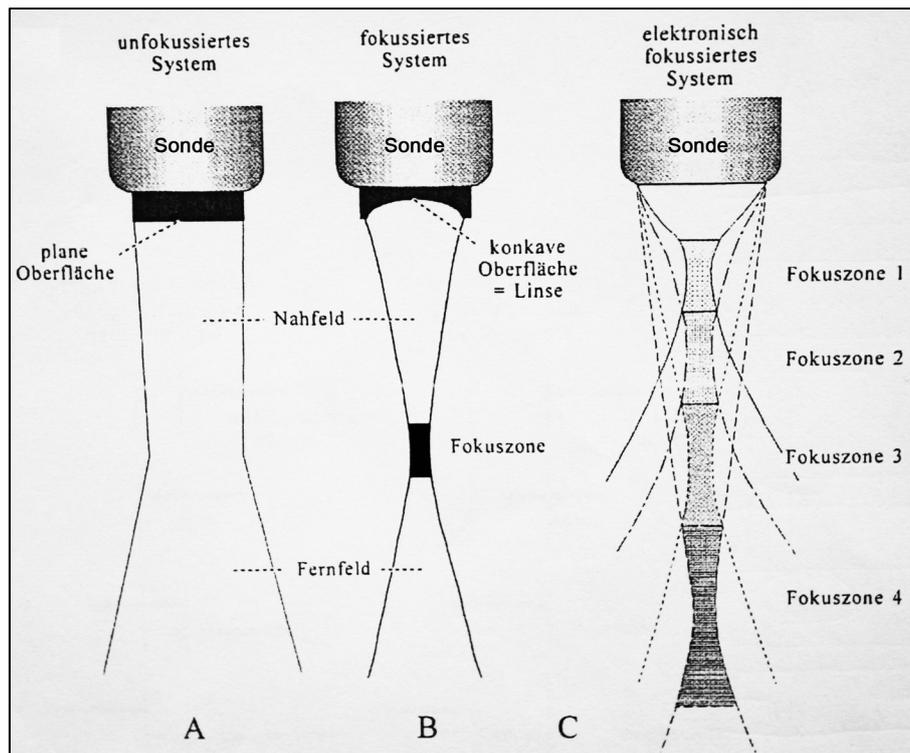


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Schallkeule, **A)** Ohne Fokussierung, **B)** mit mechanischer Fokussierung, **C)** mit elektronischer Fokussierung (aus Poulsen Nautrup, 1998)

Die Auflösung ist im Nahfeld besser als im Fernfeld, am besten ist sie jedoch in der Fokuszone. Sie bestimmt maßgeblich die Bildqualität. Definiert wird die Auflösung als der Abstand zweier benachbarter Grenzflächen, die auf dem Monitor gerade noch als zwei Bildpunkte voneinander unterschieden werden können (GÖTZ 1983).

Unterschieden wird zwischen der lateralen und der axialen Auflösung.

Axiale Auflösung

Unter der axialen Auflösung wird die Auflösung in Richtung des Schallstrahls verstanden; die beiden voneinander zu unterscheidenden Punkte liegen hintereinander.

Sie ist abhängig von der Länge und Dauer der Ultraschallimpulse. Je kleiner bzw. kürzer diese sind, umso besser ist die axiale Auflösung, da mehrere Strukturen nur dann als solche dargestellt werden können, wenn die Reflexion an der ersten Struktur bereits beendet ist bevor der reflektierte Schallstrahl der zweiten Struktur wieder zur ersten zurückgeworfen wird (BRONSON & TURNER 1973; POULSEN NAUTRUP 1998; RANTANEN & EWING 1981). Da die Wellenlänge von der Frequenz und die Impulsdauer vom Isolationsgrad des piezoelektrischen Kristalls abhängt, führt eine höhere Frequenz und ein stärker isolierter Kristall zu einer besseren axialen Auflösung (LIZZI & FELEPPA 1979).

Laterale Auflösung

Mit der lateralen Auflösung ist die Fähigkeit gemeint, zwei nebeneinander senkrecht zum Schallstrahl liegende Bildpunkte gerade noch voneinander unterscheiden zu können.

Das laterale Auflösungsvermögen wird durch die Schlankheit der Schallkeule bestimmt, was bedeutet, dass der Schallstrahl schmaler sein muss als die Strukturen, die abgebildet werden sollen. Darüber hinaus ist die Energie innerhalb der Schallkeule ungleichmäßig verteilt; die Schallintensität hat ihr Maximum im Zentrum und fällt zu den Rändern hin ab. So wird die selbe Struktur auf dem Monitor intensiver dargestellt, wenn sie sich im Zentrum der Schallkeule befindet und nicht am Rand (GLADISCH 1993; MEIER 1989). Des Weiteren hängt die laterale Auflösung ab von der Frequenz, der Eindringtiefe und der Schallkopfgeometrie (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

Die Verarbeitung der Signale kann laut FARROW (1996) danach unterschieden werden, ob sie vor der Umwandlung der reflektierten Ultraschallwellen erfolgt (Preprocessing) oder ob das bereits auf dem Monitor erschienene Ultraschallbild nachbearbeitet wird (Post - processing). Während beim Postprocessing die Graustufen - Skala angepasst oder einzelne Strukturen hervorgehoben werden können, stehen beim Preprocessing eine ganze Reihe von Einstellungsmöglichkeiten zur Verfügung (POULSEN NAUTRUP 1998). Die Wichtigsten sollen im Folgenden kurz erläutert werden.

Intensität

Mit Hilfe dieser Einstellung kann die Sendeleistung des abgegebenen Ultraschallstrahles angepasst werden, was in einer entsprechenden Veränderung der Echostärke und damit in einer Änderung der Helligkeit der dargestellten Bildpunkte auf dem Monitor resultiert. Wird die Intensität zu gering eingestellt, sinkt aufgrund dunkler Zonen die Detailerkennbarkeit. Jedoch können bei einer zu hohen Sendeleistung kleine Strukturen ebenfalls übersehen werden, da es in diesem Fall zu einer starken Echobildung mit einer großen Anzahl an zu hellen Zonen kommt (BARR 1992).

Gesamtverstärkung (Gain)

Die Gesamtverstärkung ermöglicht die gleichmäßige Verstärkung aller Echos der verschiedenen Gewebetiefen. Dabei wird die vom Transducer ausgesandte Energie nicht verändert; vielmehr wird die Intensität der auf dem Monitor dargestellten Echos angepasst. Mit steigender Gesamtverstärkung nimmt die Fähigkeit zu, auch schwache Echos auf dem Bildschirm darstellen und erkennen zu können. Im Gegensatz hierzu werden bei schwacher Gesamtverstärkung lediglich die stärkeren Echos registriert. Aufgrund dieses Verlusts der Detailerkennbarkeit sollten sowohl zu dunkle als auch zu helle Darstellungen auf dem Monitor vermieden werden. Eine langsame und kontrollierte Verringerung des Gainfaktors hat dagegen eine Verbesserung der axialen und lateralen Auflösung zur Folge, da die stärksten Echos sich entlang der Mittellinie des reflektierten Schallstrahls befinden (BYRNE & GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998).

Zeitabhängige Verstärkung (Time - gain compensation, TGC)

Da es zu einer kontinuierlichen Abschwächung der Ultraschallwellen im Gewebe kommt, weisen Echos von näher am Schallkopf gelegenen Strukturen generell eine größere Amplitude auf als Strukturen von entfernter gelegenen Abschnitten. Dies hat zur Folge, dass schallkopfnaher Grenzflächen auf dem Monitor heller abgebildet werden als schallkopferne Strukturen, auch wenn die beteiligten Gewebe jeweils den gleichen Impedanzunterschied aufweisen. Mittels der zeitabhängigen Verstärkung werden Echos von schallkopfnahen Gebieten in ihrer Amplitude abgeschwächt, während die Echos von entfernteren Grenzflächen mit zunehmendem Abstand stufenweise verstärkt werden. Auf diese Weise wird ermöglicht, dass Grenzflächen mit demselben akustischen Impedanzunterschied in der gleichen Helligkeit auf dem Bildschirm dargestellt werden, obwohl sie unterschiedlich weit von der Sonde entfernt liegen (RANTANEN & EWING 1981).

Die heutigen Ultraschallgeräte verfügen über eine integrierte, vorgegebene zeitabhängige Verstärkung. Kommt es in Einzelfällen zu einer sehr starken bzw. schwachen Abschwächung im Gewebe, muss der TGC mit Hilfe der manuellen Einstellung für die verschiedenen Gewebetiefen reguliert werden (POULSEN NAUTRUP 1998).

Bei Erhöhung der zeitabhängigen Verstärkung ist zu beachten, dass es auch zu einer Verstärkung des unerwünschten elektronischen Rauschens kommt (GLADISCH 1993).

Dynamische Breite

Die dynamische Breite beschreibt den Abstand zwischen dem schwächsten und dem stärksten Echo, welches vom Ultraschallgerät registriert werden kann. Je größer die dynamische Breite ist, umso besser ist die Fähigkeit des Gerätes, Echos unterschiedlicher Intensitäten zu erkennen und darzustellen. Hierzu muss das Ultraschallgerät auch über eine entsprechende Grauwertauflösung verfügen, damit es die registrierten Echos der unterschiedlichen Intensitäten in Bildpunkte unterschiedlicher Helligkeitswerte umsetzen kann. Da Menschen jedoch nur 35 verschiedene Grauwerte mit ihren Augen unterscheiden können, ist es notwendig, die Ultraschalluntersuchung in einem abgedunkelten Raum durchzuführen. Mit zunehmender dynamischer Breite wird das dargestellte Bild weicher, eine geringe Dynamik führt zu einer härteren Darstellung (FISHER 1979; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Vergrößerung (Zoom)

Mittels dieser Funktion kann die Struktur von Interesse vergrößert werden. Dabei muss jedoch berücksichtigt werden, dass bei zunehmender Vergrößerung die Schärfe des dargestellten Bildes abnimmt (FARROW 1996).

2.1.2 Bildwiedergabeverfahren und Schallköpfe (Sonden)

Nach BARR (1992) kann unter den Bildwiedergabeverfahren zwischen A - Mode (Amplituden- Modulation), B - Mode (Brightness - Modulation) und M - Mode (Motion - Modulation) als Sonderform des B - Mode unterschieden werden. Des Weiteren existieren sowohl sogenannte Compound - Verfahren, die statische Ultraschallbilder zur Folge haben, als auch Real - Time - Verfahren, die in der Lage sind, komplexe Bewegungsabläufe wiederzugeben. Letztere haben die Compound - Geräte vollständig verdrängt. Die Real - Time B - Mode -Technik stellt die Grundlage der dreidimensionalen Sonographie dar (BYRNE & GREEN 2002).

Als Sonden sind Sektor -, Linear - und Konvexschallköpfe von Bedeutung (POULSEN NAUTRUP 1998).

Im Folgenden soll auf die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Materialien näher eingegangen werden. So diente das Real - Time - Verfahren im B - Mode als Grundlage der späteren dreidimensionalen Bilder und es kam lediglich ein Linearschallkopf zum Einsatz.

Das zweidimensionale B - Mode - Verfahren arbeitet mit mehreren ausgesandten Ultraschallwellen, deren Echos allesamt vom Empfänger registriert und verarbeitet werden. Die verschiedenen Echos werden als einzelne Punkte auf dem Monitor dargestellt; durch Verschmelzung dieser Einzelpunkte entsteht das zweidimensionale Ultraschallbild. Die Positionen der einzelnen Punkte entsprechen dabei der Lage der jeweiligen Grenzflächen im Körper. Die Helligkeit der Bildpunkte richtet sich nach der Intensität der empfangenen Echos. Starke Reflektoren wie Kornea, Linse und Retina werden dementsprechend wesentlich heller auf dem Monitor dargestellt als Flüssigkeiten oder homogene Strukturen. Letztere erscheinen als akustisch leere Gebiete, die vergleichsweise dunkel abgebildet werden. Beispiele hierfür sind die vordere Augenkammer, der Glaskörper und der Sehnerv (BARR 1992; RANTANEN & EWING 1981; SMITH et al. 1986).

Es entsteht ein Querschnitt des untersuchten Gewebes, welcher einem histologischen Schnitt gleicht. Dadurch wird eine detailgetreue Beurteilung der verschiedenen Körperbinnenstrukturen und ihrer Lage zueinander möglich (BRONSON & TURNER 1973; DIETRICH 2006; FEIBEL 1978).

In der Real-Time-Sonographie werden 10 - 60 Einzelbilder pro Sekunde erzeugt. Diese hohe Bildfolgefrequenz und ein ständiger Bildaufbau führen dazu, dass komplexe Bewegungsabläufe von Körperbinnenstrukturen wahrgenommen und beurteilt werden können (DIETRICH 2006; GLADISCH 1993).

Nach FLÜCKIGER (1990) werden die Linearsonden auch als Multikristallsonden bezeichnet. Diese sind elektronisch betrieben und weisen eine Vielzahl an piezoelektrischen Kristallen

auf, welche in mehrere kleine Gruppen aufgeteilt werden. Durch phasenweise Ansteuerung dieser Gruppen, die sich teilweise überlappen, wird eine sehr enge Zeilendichte erreicht (POULSEN NAUTRUP 1998). Es resultiert außerdem eine gute Schallfeldgeometrie und in deren Folge eine gute laterale Auflösung. Weitere Vorteile bestehen in der einfachen Identifizierung von Strukturen und deren Lage zueinander, da das Bild rechteckig und damit bereits im Nahbereich breit ist. Zudem ermöglicht die dynamische Fokussierung ein scharfes Bild über den gesamten Wiedergabebereich. Der Nachteil der linearen Ultraschallsonden liegt in ihrer relativ großen Auflagefläche auf der Haut (BARR 1992; FLÜCKIGER 1990).

2.1.3 Prinzipien der Dopplersonographie

Die physikalischen Grundlagen der Dopplersonographie wurden erstmals von Christian Andreas Doppler im frühen 19. Jahrhundert beschrieben (WILLIAMSON & HARRIS 1996). Dabei spielt der nach ihm benannte Dopplereffekt eine wichtige Rolle, mit dessen Hilfe eine Messung der Blutströmungsgeschwindigkeit in den Gefäßen möglich ist.

Ultraschallwellen, die auf eine sich bewegende Grenzfläche treffen und von dieser reflektiert werden, erfahren eine Änderung ihrer Wellenlänge und damit eine Frequenzverschiebung, abhängig von der Bewegungsrichtung und der Geschwindigkeit der Grenzfläche. Bewegt sie sich auf den Transducer zu, wird die Wellenlänge des reflektierten Schallstrahls kürzer und die Frequenz des Echos ist größer als die ausgesandte. Im Gegensatz dazu ist die Frequenz des zurückgeworfenen Schallstrahls kleiner als die des ausgesandten, wenn sich die Grenzfläche vom Transducer weg bewegt; die Wellenlänge wird entsprechend länger. Die Differenz der reflektierten Frequenz und der ausgesandten Frequenz wird als Dopplershift bezeichnet. Dieser ist umso größer, je schneller sich die reflektierende Grenzfläche bewegt (BARR 1992; FLÜCKIGER 1990; LIEB 2002).

Der Dopplershift ist dabei nicht nur von der Geschwindigkeit der reflektierenden, sich bewegenden Grenzfläche abhängig, sondern darüber hinaus auch von der Frequenz der ausgesandten Ultraschallwellen und der Geschwindigkeit dieser im Gewebe.

Der Dopplershift wird in ein hörbares Signal umgewandelt, da die Frequenzen der reflektierten Ultraschallwellen von bewegten Objekten im Bereich des hörbaren Schalles von 0 bis 20 kHz liegen. Hohe Töne werden von großen Dopplershifts, also schnellen Fließgeschwindigkeiten, verursacht. Tiefe Geräusche entstehen durch langsame Blutströmungen und damit kleinen Dopplershifts (GRIZZARD et al. 1987; POULSEN NAUTRUP 1998).

Nach POULSEN NAUTRUP (1998) fließen die roten Blutkörperchen nicht alle mit der gleichen Geschwindigkeit innerhalb der Gefäße; daher stellt der Dopplershift keine definitive einzelne Frequenz dar, sondern vielmehr ein Frequenzspektrum.

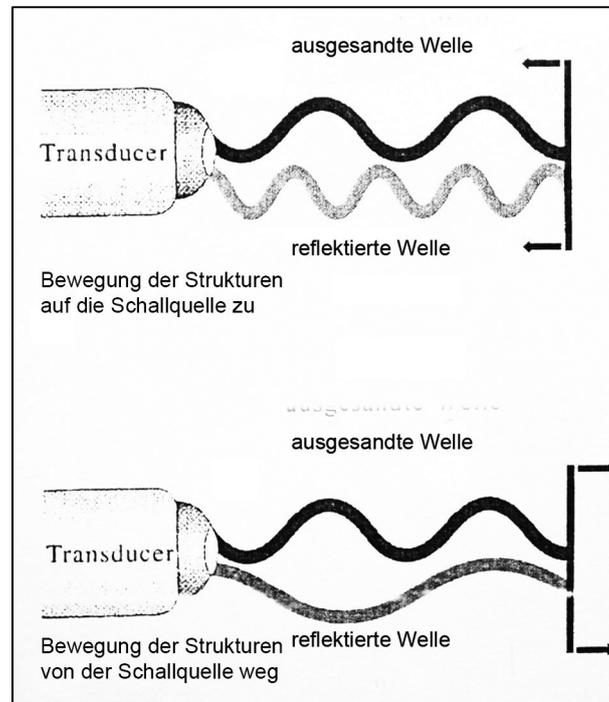


Abbildung 3: Schematische Darstellung des Dopplerprinzips (Reflexion der Ultraschallwellen an bewegten Objekten; aus Poulsen Nautrup, 1998)

Die Genauigkeit der Messung der Blutströmungsgeschwindigkeit hängt vom Winkel der einfallenden Ultraschallwellen ab. Die exakte Abschätzung der Strömungsgeschwindigkeit des Blutes kann nur dann erfolgen, wenn sich die Ultraschallquelle parallel zu den zu untersuchenden Gefäßen, also in einem Winkel von 0° , befindet. Ist dies nicht der Fall, muss eine Winkelkorrektur erfolgen. Je größer der Winkel ist, desto größer wird die Ungenauigkeit in der Einschätzung der Fließgeschwindigkeiten und es steigt die Gefahr, die tatsächliche Strömungsgeschwindigkeit des Blutes zu unterschätzen. Befindet sich der Transducer schließlich in einem 90° - Winkel zu den Gefäßen, kann mit Hilfe der Dopplersonographie kein Blutfluss mehr registriert werden (GUTHOFF et al. 1991; LIEB 2002; LIEB et al. 1991).

Aufgrund des Dopplerprinzips sind Rückschlüsse auf Fließgeschwindigkeiten und Fließeigenschaften des Blutes und damit die Evaluierung der Gefäße und Veränderungen der Hämodynamik im Körper möglich (FLÜCKIGER 1990; WILLIAMSON & HARRIS 1996).

Nach BARR (1992) wird bei den Dopplerverfahren zwischen kontinuierlichem Doppler (Continuous Wave Doppler), gepulstem Doppler (Pulsed Wave Doppler) und dem

Farbdoppler (Color Flow Doppler) als Sonderform des gepulsten Doppler unterschieden. Im Rahmen dieser Arbeit kam ausschließlich der Farbdoppler zum Einsatz, auf den im Folgenden näher eingegangen werden soll.

Der Farbdoppler verwendet als gepulstes Verfahren einen einzigen piezoelektrischen Kristall, welcher nicht nur für das Aussenden der Ultraschallimpulse in das Gewebe verantwortlich ist sondern auch als Empfänger der Echos dient (GRIZZARD et al. 1987). Es kann sowohl die Lage einer Struktur als auch deren Geschwindigkeit abgeschätzt werden (FARROW 1996). Der Blutfluss wird in Farbe dargestellt und überlagert das gewohnte B - Bild im Real - Time - Verfahren, wodurch es zu einer Simultandarstellung des zweidimensionalen B - Bildes und des farbkodierten Blutflusses kommt (LIEB et al. 1991). Die Farbintensität steigt mit zunehmender Fließgeschwindigkeit des Blutes in den Gefäßen. Auf den Transducer zufließendes Blut erscheint rot, vom Transducer wegfließendes Blut blau. Turbulente Strömungen werden in Mischfarben und Mosaikbildern wiedergegeben (FLÜCKIGER 1990; HARRIS et al. 1998). Laut FARROW (1996) wird nicht nur ein Messvolumen angelegt, sondern die Blutflussgeschwindigkeiten werden flächenhaft über das gesamte Farbdoppler-Fenster hinweg erfasst. Darüber hinaus können mit Hilfe des Farbdopplers sehr kleine Gefäße sichtbar gemacht werden, die im konventionellen Grauskalen - Bild des B - Mode unterhalb der Auflösungsgrenze liegen und daher nicht erkannt werden. Die beste Auflösung wird dabei für Blutgefäße erzielt, die einen Durchmesser von mehr als 200 μm aufweisen. Ein weiterer Vorteil liegt in der schnellen und einfachen Zuordnung der Gefäße zu einer bestimmten Struktur und damit der vereinfachten Orientierung bei Verwendung des Color Flow Dopplers im Vergleich zu anderen Methoden (BAXTER & WILLIAMSON 1995; DIETRICH 2006; LIEB et al. 1991).

Der Nachteil dieses Verfahrens besteht darin, dass der maximal messbare Geschwindigkeitsbereich durch die intermittierende Schallwellenbildung begrenzt ist (BARR 1992). So können nur relativ geringe Flussgeschwindigkeiten des Blutes erfasst werden, während sehr hohe Geschwindigkeiten nicht mehr registriert werden. Die Höchstgeschwindigkeit des Blutes, die gerade noch erkannt wird, ist festgelegt durch die maximale Pulsrepetitionrate. Diese ist definiert als die maximale Anzahl der Signale, die pro Sekunde ausgesandt werden können. Nur mit einer hohen Pulsrepetitionrate werden eine hohe Beobachtungsfrequenz und damit eine Registrierung hoher Blutflussgeschwindigkeiten erreicht. Ist dies nicht der Fall, wird bei hohen Strömungsgeschwindigkeiten des Blutes zwar ein Dopplershift registriert, aber es kommt zu einer Unterschätzung der Frequenzen und Fließgeschwindigkeiten. Das sogenannte Aliasing - Phänomen tritt ein (POULSEN NAUTRUP 1998).

Bei allen gängigen Dopplerverfahren stehen dieselben Einstellungsmöglichkeiten des Preprocessing zur Verfügung, welche auch bei der konventionellen zweidimensionalen Sonographie Anwendung finden. Darüber hinaus gibt es im Rahmen des Dopplers eine Reihe weiterer Einstellungen, wie POULSEN NAUTRUP (1998) aufgezeigt hat.

Lage und Größe des Messvolumens

Die Lage des Messvolumens sollte annähernd in der Gefäßmitte bzw. zentral im Gebiet von Interesse gewählt werden. Die Größe des Messvolumens sollte sich auf das zu untersuchende Areal beschränken und so klein gewählt werden, dass ein schneller Bildaufbau und eine gute axiale Auflösung ermöglicht werden. Allerdings steigt mit zunehmender Größe des Messvolumens auch die Sensitivität; bereits geringe Blutströmungsgeschwindigkeiten können erkannt werden.

Geschwindigkeitsbereich

Der Geschwindigkeitsbereich muss so eingestellt werden, dass er vollständig ausgenutzt wird, es aber gerade zu keinem Aliasing - Phänomen kommt.

Signalfilter (Rauschunterdrückung)

Mit Hilfe des Signalfilters erfolgt die Reduzierung des Hintergrundrauschens. Bei zu hoher Einstellung des Signalfilters können jedoch vor allem die Maximalgeschwindigkeiten, die eine geringe Intensität aufweisen, nicht mehr registriert werden.

Verschiebung der Nulllinie

Eine Verdoppelung des Messbereichs kann durch Verschiebung der Nulllinie erreicht werden, wodurch das Aliasing - Phänomen beseitigt werden kann. Der Nachteil dieser Methode besteht darin, dass nur noch Strömungen einer Richtung erkannt werden.

Erhöhung der Pulsrepetitionrate

Durch Erhöhung der Pulsrepetitionrate kann einem eventuell auftretenden Aliasing - Phänomen entgegengewirkt werden, indem weitere Messvolumina eingerichtet werden. Eine dabei entstehende gewisse Ungenauigkeit sowohl bei der Definition des Messbereichs als auch in der Zuordnung des entstehenden Flussmusters wird in Kauf genommen.

2.1.4 Grundlagen der dreidimensionalen Sonographie

Die Entstehung eines dreidimensionalen Ultraschallbildes basiert nach POULSEN NAUTRUP (1998) auf der computergestützten Rekonstruktion aus einer Vielzahl von zweidimensionalen B – Mode - Bildern. Voraussetzung hierfür ist, dass die Positionen der einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder im Raum und damit die Lagebeziehungen dieser zueinander bekannt sind. In der vorliegenden Arbeit wird dies durch eine mechanische Akquisitionstechnik erreicht, wobei es durch einen in den Schallkopf eingebauten Motor zur horizontalen Rotation des herkömmlichen, eindimensionalen Transducers kommt. Der Drehpunkt liegt dabei senkrecht zur Schallrichtung. Folglich entstehen mehrere

zweidimensionale Ultraschallbilder, die fächerförmig angeordnet sind und sich voneinander durch einen konstanten Winkel unterscheiden. In der Nähe des Schallkopfes liegen die entstandenen zweidimensionalen Ultraschallbilder eng beieinander, während mit zunehmendem Abstand vom Schallkopf auch der Abstand der einzelnen Ultraschallbilder untereinander ansteigt (NELSON et al. 1999; SOHN 1994).

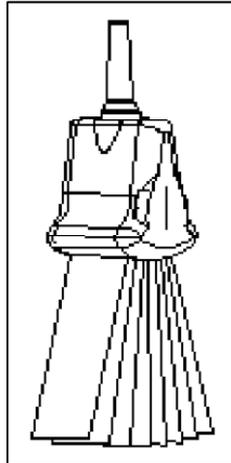


Abbildung 4: Horizontalrotation, mechanische Akquisitionstechnik zur Aufnahme eines dreidimensionalen Volumens (ANONYM); mit freundlicher Genehmigung von GE Healthcare

Weitere mechanische Akquisitionsmethoden sind die vertikale Rotation um die Längsachse des Schallkopfes und die Parallelverschiebung der Ultraschallsonde. Daneben existieren sogenannte Freihandakquisitionssysteme, bei denen die zweidimensionalen Ultraschallbilder ebenfalls durch eindimensionale Transducer produziert werden, die Sonden jedoch frei auf der Haut des Patienten bewegt werden können. Die Lagebeziehungen der einzelnen Ultraschallbilder zueinander werden bei diesen Systemen beispielsweise durch akustische Messfühler oder Magnetfeldsensoren berechnet. Darüber hinaus werden auch zweidimensionale Transducer entwickelt, welche elektronisch betrieben werden und auf direktem Wege dreidimensionale Bilder produzieren (FENSTER & DOWNEY 2000).

Ein Vorteil der mechanischen Akquisition mittels horizontaler Rotation ist, dass der Schallkopf an einer bestimmten Position auf der Haut des Patienten aufgesetzt werden kann und die Datengewinnung der verschiedenen zweidimensionalen B – Mode - Bilder im Anschluss automatisch erfolgt. Bei anderen Techniken muss der Schallkopf auf der Haut verschoben werden, um eine koordinierte Schnittbildfolge zu erhalten. Dies wird durch die Unebenheit der Körperoberfläche deutlich erschwert. Darüber hinaus verläuft bei der horizontalen Rotation die Drehachse im Gegensatz zur vertikalen Rotation nicht durch das Gewebe, sondern liegt im Schallkopf selbst. Bei der Drehung um die vertikale Achse schneiden sich die zweidimensionalen Ultraschallbilder alle in einem gemeinsamen

Kreismittelpunkt, was zu einer Überlappung der einzelnen Schallschnitte führt (NELSON et al. 1999; SOHN 1994; SOHN et al. 1988).

Als Nachteil der horizontalen Rotation mittels in die Sonde eingebautem Motor ist die Tatsache anzusehen, dass die hierfür entwickelten Schallköpfe im Vergleich zu den konventionellen Ultraschallsonden größer und schwerer sind und dadurch unhandlicher werden (FENSTER & DOWNEY 2000; POULSEN NAUTRUP 1998). Des Weiteren muss bei dieser Technik der Schallkopf während der dreidimensionalen Datenerfassung vom Untersucher absolut ruhig gehalten werden und auch der Patient darf sich nicht bewegen. Ist dies nicht gewährleistet, können Artefakte im dreidimensionalen Ultraschallbild entstehen (FISHER et al. 1998).

Die zweidimensionalen Ultraschallschnittbilder sind in ihrer räumlichen Lage durch drei Koordinaten bestimmt. Durch Zuordnung jedes einzelnen Punktes aus den zweidimensionalen B – Mode - Bildern in ein kartesisches Koordinatensystem erfolgt die Rekonstruktion des dreidimensionalen Ultraschallbildes (GRASBON et al. 2001; SOHN et al. 1988). Mit Hilfe dieser Technik werden aus den tatsächlich sonographisch erfassten zweidimensionalen Bildern, welche in einer Ebene liegen, die dazu senkrecht stehenden zweiten und dritten Ebenen berechnet (POULSEN NAUTRUP 1998). Bildpunkte, die bei der vorangegangenen Akquisition nicht erfasst wurden, werden durch Interpolation in das dreidimensionale Bild eingefügt. Dies bedeutet, dass die jeweiligen Grauwerte der nicht erfassten Bildpunkte aus den Daten der benachbarten vorhandenen Bildpunkte berechnet werden. Treten während eines Akquisitionsprozesses zu große Lücken innerhalb der erhaltenen zweidimensionalen Schnittbilder auf, werden im Rahmen der Interpolation diese Lücken mit Bildinformationen gefüllt, die nicht mehr der tatsächlichen Anatomie des untersuchten Organs entsprechen (NELSON et al. 1999).

In die Berechnung des dreidimensionalen Volumens gehen nur Bilddaten ein, die innerhalb des sogenannten „ROI“ (Region – of - Interest) liegen. Die Untersuchungsregion wird innerhalb des zweidimensionalen Bildes, unmittelbar bevor die dreidimensionale Datenerfassung beginnt, festgelegt (TONG et al. 1998).

Es gibt verschiedene Möglichkeiten das aus den zweidimensionalen Ultraschallbildern errechnete dreidimensionale Volumen auf dem Bildschirm darzustellen.

Im Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“ erscheinen die drei zueinander senkrecht stehenden Ebenen simultan auf dem Monitor. Die Akquisitionsebene und die daraus berechnete zweite und dritte Ebene haben eine gemeinsame Schnittstelle innerhalb des Koordinatensystems. Jede dieser Ebenen kann beliebig gedreht und verschoben

werden. Auf diese Weise erhält der Untersucher eine Vielzahl vertrauter zweidimensionaler Bilder, wodurch eine gute Orientierung im Volumen - Datensatz ermöglicht wird (DOWLING et al. 2011; FENSTER & DOWNEY 2000; POULSEN NAUTRUP 1998). Diese drei zweidimensionalen Schnittebenen können auch in Kombination mit dem dreidimensionalen Ultraschallbild der gewünschten Struktur auf dem Monitor dargestellt werden (YAMAMOTO et al. 1987).

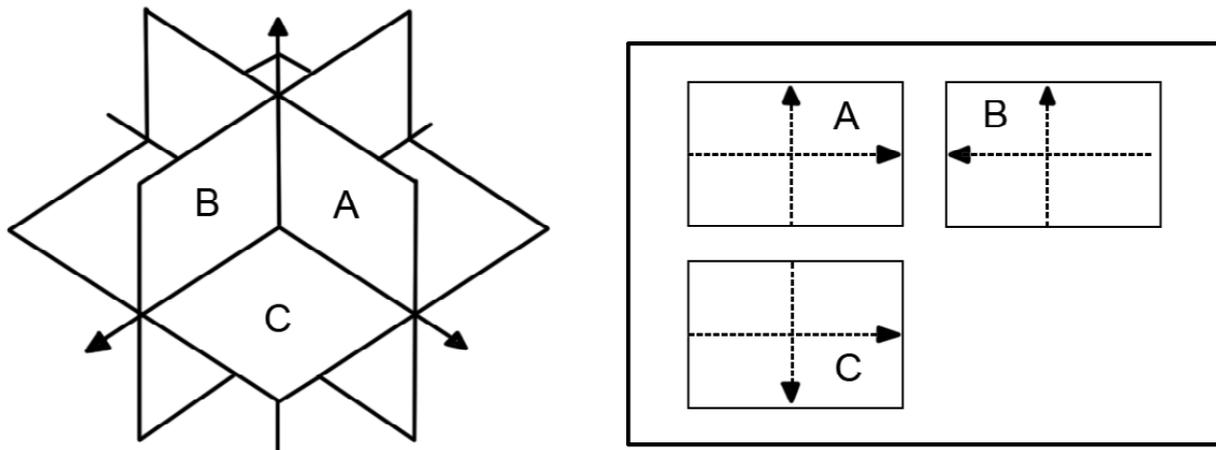


Abbildung 5: Schematische Darstellung des Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Jedes Viertel entspricht einer Schnittansicht durch das Volumen (ANONYM); mit freundlicher Genehmigung von GE Healthcare)

Der „Nischen - Modus“ stellt einen räumlichen Schnitt in das dreidimensionale Volumen dar; eine perspektivische Abbildung der drei orthogonalen Ebenen des Koordinatensystems entsteht (HILDEBRANDT et al. 2009; POULSEN NAUTRUP 1998).

Das dreidimensionale Volumenbild kann als Vollbild auf dem Bildschirm angezeigt werden und von jeder Richtung aus betrachtet werden (NELSON & PRETORIUS 1997). Es stehen mehrere Darstellungsmodi zur Verfügung. In der „Oberflächendarstellung“ gehen nur die Konturen der untersuchten Organe in die räumliche Projektion ein. Auf diese Weise entsteht ein realistischer und deutlicher räumlicher Eindruck der dargestellten Struktur. Jedoch kommt der Inhalt eines Organs bei dieser Projektionstechnik nicht zur Abbildung und kann somit nicht beurteilt werden (MERZ & WELTER 2005; SOHN 1994). Im Gegensatz dazu wird in der „transparenten Darstellungsweise“ der komplette Inhalt des untersuchten Organs berücksichtigt. Das dreidimensionale Volumen wirkt gläsern, da die zahlreichen zweidimensionalen Ultraschallbilder, aus denen es gebildet wird, durchsichtig auf den Bildschirm projiziert werden. Somit können auch die Binnenstrukturen eines Organs im Vergleich zu ihrer Umgebung beurteilt werden. Allerdings erscheinen solche Volumendatensätze sehr komplex; ein räumlicher Eindruck entsteht nur durch Drehung des dreidimensionalen Ultraschallbildes (POULSEN NAUTRUP 1998; SOHN 1994).

Dreidimensionale Datensätze, die mit Hilfe des Dopplerverfahrens gewonnen wurden, können im „Glass – Body - Modus“ auf den Monitor projiziert werden. Dieser stellt eine Kombination aus Transparenzmodus und Farbdarstellung dar. Die grauen Bilddaten eines Volumens erscheinen transparent, wodurch der farbige Blutfluss von Gefäßen gut erkannt und beurteilt werden kann. Alternativ kann auf die farbigen Blutflussinformationen verzichtet werden; dadurch kommen nur die Graudaten des gescannten Volumens zur Darstellung (HILDEBRANDT et al. 2009; MERZ & WELTER 2005; NELSON & PRETORIUS 1997).

Die „tomografische Ultraschallbildgebung“ stellt eine weitere Möglichkeit dar, statische dreidimensionale Datensätze in einer zweidimensionalen Perspektive zu veranschaulichen. Sie ermöglicht die Einordnung und Beurteilung der Lage der interessierenden Struktur im Vergleich zu ihrer Umgebung (HILDEBRANDT et al. 2009).

Dem Untersucher fällt es meist schwer, die räumliche Information des Volumens anhand herkömmlicher zweidimensionaler Bildschirme extrahieren zu können. Daher bietet moderne Software die Möglichkeit der Bildrotation, wodurch die räumlichen Zusammenhänge oft besser verstanden werden (NELSON et al. 1999).

Ein Renderkästchen kann exakt auf das Objekt, welches zur räumlichen Darstellung gelangen soll, eingestellt werden. Strukturen, die außerhalb dieses Renderkästchens liegen, gehen nicht in die dreidimensionale Berechnung mit ein. Wird das interessierende Organ von anderen störenden Strukturen überlagert, steht ein sogenanntes elektronisches Skalpell zur Verfügung, um diese entfernen zu können. Das Objekt der Wahl kann auf diese Weise optimal dargestellt werden (MERZ et al. 2000; NELSON & PRETORIUS 1997).

Im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie stehen zahlreiche Methoden des Pre - und Postprocessing zur Verfügung.

Beim Preprocessing können die Qualität der dreidimensionalen Datenerfassung und der Volumenschwenkwinkel angepasst werden. Die Qualität des späteren Volumens hängt ab von der Anzahl der zweidimensionalen Bilder, die erfasst werden. Eine höhere Scandichte führt zu einer besseren Auflösung und somit zu einer besseren Qualität des späteren dreidimensionalen Ultraschallbildes. Die Scandauer verlängert sich mit zunehmender Anzahl der erfassten zweidimensionalen Bilder; sie steigt also mit zunehmender Qualität an (HAMPER et al. 1994; HILDEBRANDT et al. 2009). Die Einstellung des Volumenschwenkwinkels legt den Winkel der dreidimensionalen Datenerfassung fest (DOWLING et al. 2011).

Das Postprocessing ermöglicht die Einstellung von Kontrast, Helligkeit und Leistungsschwellenwert (MERZ & WELTER 2005; NELSON et al. 1999). Mit Hilfe des Leistungsschwellenwertes (Treshold) kann störendes Bildrauschen eliminiert werden,

wodurch eine freie Sicht auf das gewünschte Objekt erreicht werden kann. Eine Anpassung von Kontrast, Helligkeit und Leistungsschwellenwert kann die Bildqualität nachträglich positiv beeinflussen. Diese drei Einstellungsmöglichkeiten sollten jedoch nur sehr vorsichtig und unter genauer Beobachtung des dreidimensionalen Bildes eingesetzt werden, da sie zu Artefakten im dreidimensionalen Volumen führen können (NELSON et al. 2000).

Eine Weiterentwicklung der dreidimensionalen Sonographie stellt die vierdimensionale Sonographie dar, welche die Zeit als vierte Dimension beinhaltet. Die dreidimensionalen Bilder erscheinen in Echtzeit (Real - Time) auf dem Monitor, so dass Bewegungsabläufe evaluiert werden können (DOWLING et al. 2011; HILDEBRANDT et al. 2009).

2.1.5 Vor - und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie

Die zweidimensionale Sonographie stellt eine weit verbreitete und wichtige Untersuchungstechnik dar (DOWNEY et al. 1996). Allerdings stößt sie an einige Grenzen. So muss der Untersucher während der zweidimensionalen Sonographie aus zahlreichen zweidimensionalen Ultraschallbildern vor seinem geistigen Auge ein dreidimensionales Bild des untersuchten Organs formen. Dadurch wird die Untersuchung subjektiv und beinhaltet die Möglichkeit von Fehldiagnosen. Im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie entsteht der räumliche Eindruck mit Hilfe spezieller Software auf dem Monitor, wodurch die Untersuchung objektiver wird (FENSTER & DOWNEY 2000; GRASBON et al. 2001).

Bei der zweidimensionalen Untersuchungstechnik müssen die drei räumlichen Ebenen eines Organs durch Drehen der Ultraschallsonde um 90 Grad beziehungsweise durch komplettes Umsetzen des Schallkopfes entwickelt werden. Hierbei ist ein geringfügiges Kippen der Sonde kaum zu vermeiden, wodurch die drei sonographisch erfassten Ebenen nie exakt senkrecht zueinander stehen und jeweils unterschiedliche Ausschnitte des untersuchten Organs wiedergeben. Somit fällt die eindeutige Zuordnung von komplexen Strukturen oder Veränderungen zu einem bestimmten Organ sehr schwer. In manchen Fällen ist es aufgrund der Schallauslöschung hinter Knochen oder gashaltigen Strukturen unmöglich, die dritte Ebene mittels der konventionellen Sonographie zu erhalten. Durch die dreidimensionale Ultraschalluntersuchung werden alle drei Ebenen durch einmaliges Aufsetzen des Schallkopfes mit nachfolgender einmaliger Datenakquisition komplett erfasst. Diese drei Ebenen stehen exakt senkrecht zueinander und beinhalten dieselben Ausschnitte, wodurch eine bessere Beurteilung von komplexen Strukturen ermöglicht wird (DOWNEY et al. 2000; FINGER 2002; POULSEN NAUTRUP 1998). Auf diese Weise werden Folgeuntersuchungen erleichtert, die bei der zweidimensionalen Sonographie durch die Problematik dieselbe Schnittebene wiederzufinden erschwert werden (DOWNEY et al. 2000).

Darüber hinaus werden mit Hilfe des dreidimensionalen Ultraschalls Perspektiven erreicht, die mittels zweidimensionaler Sonographie nicht möglich sind. Dies kommt durch die Tatsache zustande, dass im Anschluss an die dreidimensionale Datenerfassung das entstandene Volumen beliebig rotiert und von jeder möglichen Schnittebene aus betrachtet werden kann (FINGER 2002; GRASBON et al. 2001). Ein weiterer Vorteil der dreidimensionalen Sonographie besteht in der Tatsache, dass die genaue Begutachtung des erfassten Datensatzes eines Organs erfolgen kann, nachdem die Untersuchung am Patienten abgeschlossen ist und dieser den Raum bereits verlassen hat. Der gesamte dreidimensionale Datensatz kann darüber hinaus zur Beurteilung an einen Experten weitergegeben werden, ohne den Patienten erneut einer Ultraschalluntersuchung unterziehen zu müssen (NELSON et al. 1999).

Da die Ultraschallbilder mittels dreidimensionaler Sonographie insgesamt anschaulicher werden, ergeben sich auch verbesserte Möglichkeiten in der Kommunikation mit den Patienten und der Ausbildung von Studenten (GRASBON et al. 2001).

Ein Nachteil der dreidimensionalen Sonographie besteht in der Tatsache, dass die verwendeten Schallköpfe meist unhandlicher sind als in der konventionellen Sonographie. Außerdem kommt es während der automatischen dreidimensionalen Datenerfassung zu einer Vibration der Ultraschallsonde. Aus diesen Gründen sind die dreidimensionalen Schallköpfe in ihrer Handhabung unangenehmer für den Untersucher als die konventionellen Sonden (DOWLING et al. 2011).

Die dreidimensionale Datenerfassung selbst ist darüber hinaus sehr anfällig gegenüber Bewegungsartefakten; grundlegend dabei ist, dass sowohl der Schallkopf als auch der Patient während dieser Zeit absolut ruhig gehalten werden (FINGER 2002).

Die Bearbeitung des dreidimensionalen Volumens sollte äußerst vorsichtig erfolgen, da durch ungeeignete Einstellungen ebenfalls Artefakte entstehen können (DOWNEY et al. 2000).

Die dreidimensionale Sonographie sollte nach MERZ & WELTER (2005) nicht als Konkurrenz zur zweidimensionalen Ultraschalltechnik angesehen werden, sondern vielmehr als wertvolle Ergänzung.

2.1.6 Sonographische Artefakte

Artefakte sind Kunstprodukte, welche die Qualität des Ultraschallbildes in erheblichem Maße beeinflussen können. Es werden beispielsweise Strukturen vorgetäuscht, die nicht real sind. Andererseits können Artefakte auch zum Verlust von Echosignalen eines Gewebes führen. Strukturen werden möglicherweise an der falschen Stelle dargestellt oder bezüglich ihrer Form, Größe und Helligkeit falsch wiedergegeben. Ursachen für Artefakte liegen in

gerätetechnischen Mängeln, fehlerhafter Bildbearbeitung oder individuellen anatomischen Besonderheiten des Patienten. Das Erkennen von Artefakten durch den Untersucher ist essenziell für die Vermeidung von Fehldiagnosen. Manche Artefakte sind jedoch sogar hilfreich bei der Erkennung und näheren Beurteilung von bestimmten Läsionen oder krankhaften Prozessen (FARROW 1996; MEIER 1989).

Artefakte in der konventionellen B - Mode Sonographie

Das sogenannte Rauschen entsteht durch zu hohes Einstellen der Gesamtverstärkung. Es äußert sich durch viele kleine bis mittelgroße, unregelmäßige Echos. Auf diese Weise erhält das Ultraschallbild ein milchiges Aussehen, was sich besonders störend in eigentlich anechogenen Gebieten auswirkt. Es kommt zu einem Informationsverlust im Ultraschallbild. Dieses Artefakt kann meist beseitigt werden, indem die tiefenabhängige Verstärkung in den entsprechenden Bereichen verringert wird (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Wiederholungsechos (Reverberationen) treten beim senkrechten Auftreffen des Schallstrahls an Grenzflächen mit großem Impedanzunterschied auf. Die Echos werden dann mehrmals zwischen dieser Grenzfläche und dem Schallkopf hin - und hergeworfen und erscheinen distal der wirklich abgebildeten Struktur als parallel dazu liegende, helle Linien. Diese Wiederholungsechos weisen zwar stets den gleichen Abstand voneinander auf, nehmen mit zunehmender Tiefe aber in ihrer Intensität ab. Sie können auch bei mangelnder Ankopplung der Ultraschallsonde an der zu untersuchenden Oberfläche auftreten (FARROW 1996; POULSEN NAUTRUP 1998; SCANLAN 1991). Am Auge entstehen Reverberationen durch senkrecht auf die Linse, was zu Vielfachreflexionen im Glaskörper führt. Durch Verringerung sowohl der Gesamtverstärkung als auch der tiefenabhängigen Verstärkung können diese Artefakte vermieden werden. Darüber hinaus kann die Richtung der Sonde und damit des Schallstrahls zur untersuchten Grenzfläche verändert werden, wobei tatsächliche Strukturen im Gegensatz zu Artefakten erhalten bleiben (GUTHOFF 1988; MEIER 1989).

Als Sonderform des Wiederholungsartefaktes gilt das Kometenschweif - Artefakt. Dieses Phänomen tritt hinter Gasansammlungen, an kugelförmigen Strukturen wie Geschossen oder an Fremdkörpern mit mehreren, dicht hintereinanderliegenden Grenzflächen auf. Innerhalb dieser Strukturen kommt es zu Mehrfachreflexionen, welche sich als Band von mehreren, in ihrer Intensität abnehmenden Echos auf dem Bildschirm darstellen. Dieses Artefakt ist äußerst nützlich zur Identifikation und Lokalisation von Fremdkörpern (BARR 1992; BYRNE & GREEN 2002; GLADISCH 1993).

Ein Schallschatten wird hinter Strukturen mit starker Schallabschwächung verursacht. Infolge der Abschwächung von Echos distal einer Läsion können partielle Schattenbildungen beobachtet werden. Ein kompletter Schallschatten entsteht an Grenzflächen, welche einen

großen Impedanzunterschied aufweisen und die zur starken Absorption der Schallintensität neigen. Dazu zählen Knochen, Gasansammlungen sowie große Fremdkörper. Innerhalb des Schallschattens, der sich auf dem Bildschirm schwarz darstellt, können keine Strukturen mehr erkannt werden (BYRNE & GREEN 2002; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Gewebe hinter einer flüssigkeitsgefüllten Struktur erfahren eine sogenannte Schallverstärkung, da der Schallstrahl bei der Passage der Flüssigkeit nur minimal abgeschwächt wird. Auf diese Weise erscheinen solche Gewebe echoreicher als Strukturen derselben Echogenität in gleicher Tiefe. Umgangen werden kann dieses Phänomen durch Anpassung der Gesamtverstärkung (BARR 1992; MEIER 1989; SCANLAN 1991).

In der ophthalmologischen Sonographie tritt das Phänomen der Verzeichnung auf. Dieses Artefakt ist insbesondere bei stark kalzifizierten Kataraktlinsen von Bedeutung. Derartig veränderte Linsen zeichnen sich durch eine erhöhte Schallgeschwindigkeit aus, wodurch es zu einer scheinbaren Verkürzung des gesamten Augapfels kommt. Dieses Phänomen kann leicht mit einem pathologischen Befund verwechselt werden (GUTHOFF 1988).

Artefakte in der farbkodierten Dopplersonographie

In der farbkodierten Dopplersonographie treten Artefakte insbesondere im Rahmen von fehlerhaften Geräteeinstellungen auf. Bei zu niedriger Wahl der Gesamtverstärkung geht wertvolle Information bezüglich des Blutflusses verloren. Eine zu hohe Einstellung der Gesamtverstärkung führt zum Auftreten starker Farbsignale, welche mit turbulenten Strömungen verwechselt werden können. Bei einem zu hoch eingestellten Geschwindigkeitsbereich werden geringe Blutflussgeschwindigkeiten möglicherweise übersehen, während bei einer zu niedrigen Einstellung das bereits beschriebene Aliasing - Phänomen auftreten kann. Eine zu hohe Wahl des Wandfilters äußert sich in einem Verlust von diagnostisch wertvoller Blutflussinformation. Darüber hinaus erscheinen in an - oder hypoechogenen Bereichen häufig fälschlicherweise Farbsignale, welche mit Gefäßen verwechselt werden können. Derselbe Effekt tritt bei unerwarteten Bewegungen des Patienten oder des untersuchten Organs ein (NELSON et al. 2000; POZNIAK et al. 1992).

Artefakte in der dreidimensionalen Sonographie

In der dreidimensionalen Sonographie müssen die bisher genannten Artefakte berücksichtigt werden, welche im Rahmen der zweidimensionalen Sonographie bereits im B - Bild entstehen, aber schwieriger im dreidimensionalen Volumenbild zu erkennen sind. So kann ein Schallschatten beispielsweise leichter mit einer Zyste verwechselt werden als in der konventionellen Sonographie. Insgesamt ist die Bildqualität der zweidimensionalen

Datenerfassung entscheidend für die Qualität der späteren dreidimensionalen Bilder (NELSON et al. 2000).

Darüber hinaus entstehen Artefakte während der Datenerfassung eines dreidimensionalen Volumens aufgrund von Spontanbewegungen des Patienten oder der Ultraschallsonde sowie infolge von physiologischen Bewegungsabläufen wie kardiale oder respiratorische Bewegungen. Je kürzer die Zeit der Datenerfassung ist, desto unwahrscheinlicher ist das Auftreten dieser Bewegungsartefakte. Bereits vorhandene Bewegungsartefakte können durch Aufnahme eines neuen Volumens beseitigt werden (DOWNEY et al. 2000; FISHER et al. 1998; NELSON et al. 2000).

In der dreidimensionalen Sonographie entstehen Artefakte darüber hinaus durch fehlerhaftes Rendering. Durch Auswahl des relevanten Untersuchungsbereichs (Region – of - Interest) können für die Diagnosestellung relevante Strukturen wegfallen und werden bei der weiteren Beurteilung des Volumens nicht mehr berücksichtigt. Bei zu hoher Einstellung des Leistungsschwellenwertes kann ebenfalls wichtige Bildinformation verloren gehen. Des Weiteren können angrenzende Strukturen den relevanten Bereich eines Volumens überlagern und auf diese Weise zur Entstehung von Schatten führen. Dadurch können wichtige Bereiche komplett verloren gehen, es kann sich die Helligkeit der im Schatten liegenden Struktur verändern oder fälschlicherweise der Eindruck von Läsionen entstehen (NELSON et al. 2000).

Fehlerhafte Bildbearbeitung führt ebenfalls zu Artefakten. Bei der Anwendung des elektronischen Skalpells besteht die Gefahr, neben störender Bildinformation auch diagnostisch wertvolle Information zu eliminieren (NELSON et al. 2000).

Zur Vermeidung von Fehldiagnosen ist es grundsätzlich bei allen Artefakten, die im dreidimensionalen Volumen auftreten, essenziell die drei verschiedenen orthogonalen Schnittebenen durchzusehen und diese zweidimensionalen Bilder mit dem dreidimensionalen Volumen zu vergleichen (NELSON et al. 2000).

2.2 Das Vogelauge – Hinteres Augensegment

2.2.1 Anatomie und Physiologie des hinteren Augensegmentes

Die Augen von Vögeln sind in ihrem Grundbauplan ähnlich zu denen der Säugetiere aufgebaut, weisen aber eine Reihe von Besonderheiten auf (REESE et al. 2008). Aufgrund dieser Tatsache gelten Vögel als sogenannte „Augentiere“, wodurch sie einen Totalausfall des Visus im Vergleich zu Säugetieren kaum durch andere Sinnesorgane ausgleichen können (KORBEL 1991). Fundierte Kenntnisse über Anatomie und Physiologie des hinteren

Augensegmentes des Vogelauges sowie über die Unterschiede zum Säugerauge helfen bei der Beurteilung der mittels ophthalmologischer und sonographischer Untersuchungen erhobenen Befunde.

Orbita

Die knöcherne Augenhöhle besteht aus Anteilen der Ossa frontale, praefrontale, sphenoidale, ethmoidale, palatinum und quadratum sowie aus den knöchernen Bestandteilen des Jochbogens. Beide Augenhöhlen werden voneinander durch das knöcherne Septum interorbitale getrennt, welches mit Ausnahme von vielen dämmerungsaktiven Vögeln äußerst dünn ist. Bei einer Reihe von jungen Greif- und Rabenvögeln ist es zentral nur häutig angelegt (MURPHY 1984; REESE et al. 2008). Dorsal und kaudal wird die Orbita durch den knöchernen oberen Augenbogen (Margo supraorbitalis) begrenzt, ventral ist die Augenhöhle bei den meisten Vogelarten nicht vollständig knöchern geschlossen. Lediglich bei vielen Papageienvögeln existiert eine knöcherne ventrale Begrenzung, der sogenannte untere Augenbogen (Arcus suborbitalis). Bei den meisten Vogelarten jedoch wird die Augenhöhle ventral nur durch ein faszienartiges Band (Ligamentum suborbitale) verschlossen. Bei tagaktiven Vogelspezies umgibt die Augenhöhle den Augapfel fast vollständig, wodurch der Bulbus vor traumatischen Einflüssen geschützt wird. Im Gegensatz dazu ist bei den meisten dämmerungsaktiven Vögeln die Orbita nur flach ausgebildet, die Schutzfunktion wird bei diesen Arten durch den knöchernen Skleralring gewährleistet. Ein zusätzlicher Schutz bildet bei tagaktiven Greifvögeln der sogenannte Processus supraorbitalis, ein Fortsatz des Os lacrimale. Dieser überragt den Augapfel dorsal dachartig und ist direkt unter der Haut deutlich sichtbar (REESE et al. 2008; SEIDEL 1988; TIEDEMANN 1810). Während bei den Säugetieren der Bulbus in einen periorbitalen Fettkörper eingebettet ist, ruht der Augapfel bei Vögeln auf dem großen Sinus orbitalis. Dieser bildet mit seiner dünnen Wand ein Luftkissen und ist mit dem kaudalen Abschnitt der Nasenhöhle verbunden. Das größte Ausmaß erreicht der Sinus orbitalis beim Huhn, hingegen ist er bei der Taube nur klein ausgebildet (FREWEIN & SINOWATZ 2004).

Bulbus

Die Orbita des Vogels wird nahezu vollständig vom Augapfel und dessen Muskeln, Gefäßen, Nerven und Tränendrüsen ausgefüllt. Beide Bulbi sind so angeordnet, dass sie sich in der Mitte des Schädels fast berühren (SLONAKER 1918).

Der Bulbus beim Vogel ist sowohl absolut als auch relativ gesehen sehr groß. Das Auge des Straußes stellt nicht nur das größte Vogelauge dar, vielmehr ist es das größte Auge aller Landwirbeltiere (WALLS 1963). Das Gewicht des Augapfels im Verhältnis zum Kopfgewicht übersteigt meist das der Säugetiere. So beträgt der prozentuale Anteil am Kopfgewicht bei

Hühnervögeln 7 - 8,5 %, bei Papageien 3,9 - 10,3 %, beim afrikanischen Strauß 21,0 % und bei Greifvögeln und Eulen sogar 22 - 32 %. Im Vergleich dazu machen die Augen des Menschen nur 1% des gesamten Schädelgewichts aus (KORBEL 1994; RAVELHOFER 1996; REESE et al. 2008). Die großen Ausmaße der Vogelaugen gewährleisten ein gutes Sehvermögen und bedingt durch die relativ große Retinafläche auch eine hohe optische Auflösung (FREWEIN & SINOWATZ 2004).

Im Gegensatz zum nahezu kugelförmigen Augapfel beim Säugetier ist der Bulbus der Vögel nicht rund gebaut. Der vordere Abschnitt des Auges mit der Kornea ist stets stärker gewölbt als der hintere Abschnitt; die Verbindungsstelle beider Abschnitte wird durch den Skleralring stabilisiert. Auf diese Weise ist weiterhin ein hohes Auflösungsvermögen gewährleistet, jedoch können sowohl Platz als auch Gewicht eingespart werden. Abhängig von der Gestalt des Skleralrings werden beim Vogel drei Bulbusformen unterschieden: flach, globulär und tubulär. Daneben existiert ein flachglobulärer Mischtyp, welcher die Augapfelform vieler Entenvögel darstellt (PUMPHREY 1961; REESE et al. 2008; WALLS 1963). Am weitesten verbreitet ist die flache Augapfelform; sie kommt beispielsweise bei Tauben und Hühnervögeln vor. Sie zeichnet sich durch eine extrem kurze Augenachse aus, die Ziliarregion ist flach und das hintere Augensegment bildet eine Halbkugel. Die globuläre Bulbusform, welche bei Krähen und vielen Taggreifvögeln gefunden wird, weist eine etwas längere Augenachse und eine kegelförmige Ziliarregion auf. Eulenvögel sind Vertreter der tubulären Augapfelform, bei der die Ziliarregion verlängert ist und im spitzen Winkel auf das hintere Augensegment trifft. Diese Bulbusform stellt eine optimale Anpassung dieser nachtaktiven Tiere an das Sehen bei sehr schwachen Lichtverhältnissen dar. Unabhängig von der Augapfelform sind Vogelaugen breiter als hoch; dies bedeutet, dass der Äquatorialdurchmesser die Augenhöhe stets übertrifft (BEZZEL & PRINZINGER 1990; KERN 2008; RAVELHOFER 1996).

Bei den meisten Vogelspezies befinden sich die Bulbi lateral am Kopf, was zwar ein sehr großes Gesichtsfeld ermöglicht, jedoch größtenteils nur monokulares Sehen zulässt. Daher ist bemerkenswert, dass der Augapfel bei allen Vogelarten nasalwärts leicht asymmetrisch geformt ist. Dies führt zu einer Neigung der Augenachse, wodurch das binokulare Sehen erleichtert wird (FRANZ 1934; REESE et al. 2008).

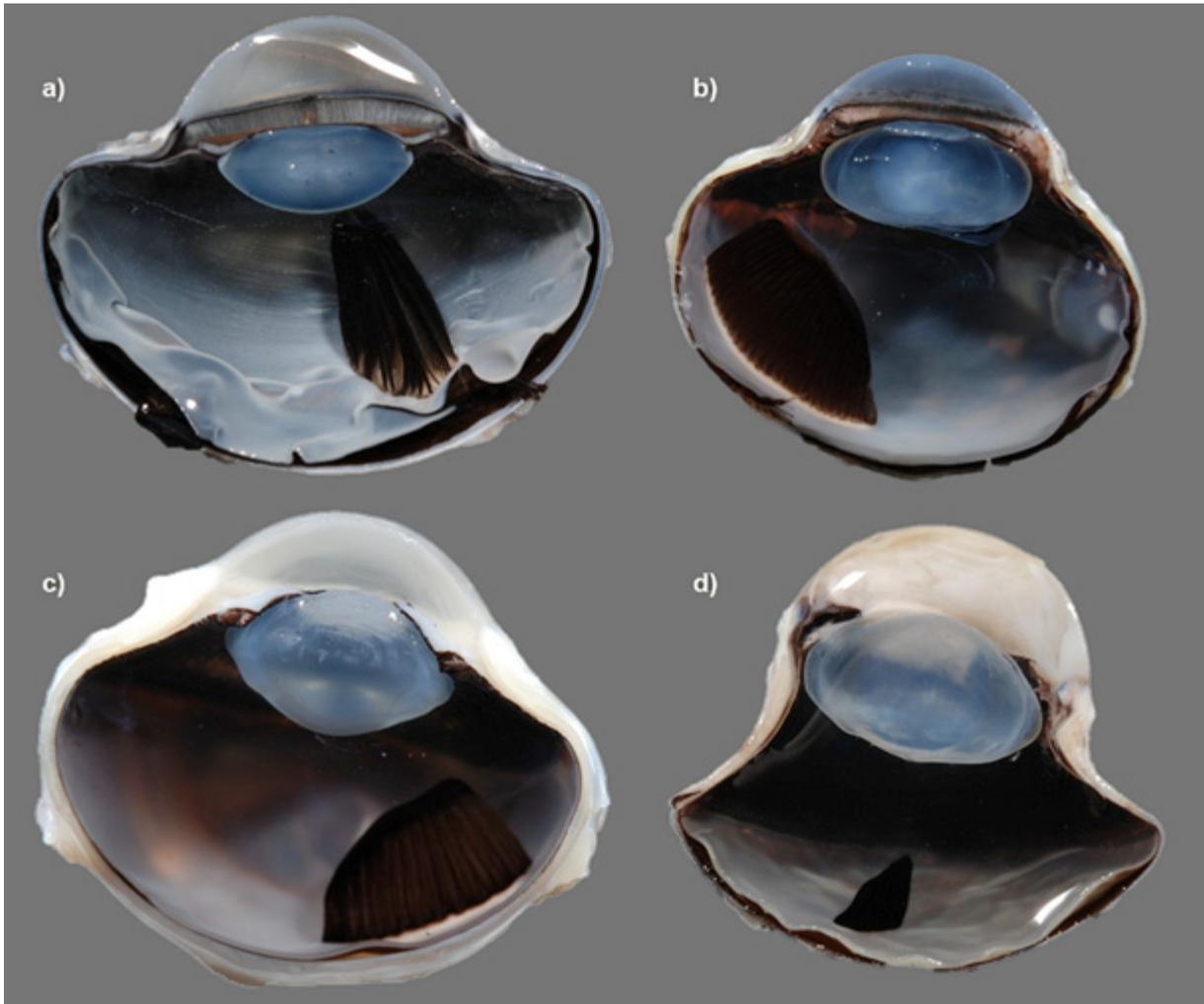


Abbildung 6: Augapffelformen der verschiedenen Vogelspezies. **a)** flach (OD, ventraler Bulbusanteil, Strauß, *Struthio camelus*), **b)** globulär (OD, ventraler Bulbusanteil, Rabenkrähe, *Corvus corone corone*), **c)** flachglobulär (OD, ventraler Bulbusanteil, Hausgans, *Anser anser domesticus*), **d)** tubulär (OS, ventraler Bulbusanteil, Waldkauz, *Strix aluco*)

Sklera

Die bindegewebige Sklera zählt neben der Kornea (Hornhaut) zur äußeren Augenhaut (Tunica fibrosa bulbi), welche für die Formgebung und –erhaltung des Augapfels verantwortlich ist. Die Sklera ist weiß, undurchsichtig und blutgefäßarm; nur an einigen Stellen wird sie von Blutgefäßen und Nervenfasern durchdrungen, welche über die Choroidea vor allem zum Pecten und dem Ziliarkörper ziehen. Darüber hinaus ist ihr gesamtes Bindegewebe von einer hyalinen Knorpelschicht durchzogen, wodurch die Sklera zusätzlich stabilisiert wird. Im Bereich der Eintrittsstelle des Sehnervs ist diese Knorpelschicht besonders stark ausgeprägt und umgibt den Nervus opticus hufeisenförmig. Die Knorpelplatte im Bereich des Sehnervs kann bei einigen Spezies wie beispielsweise bei Rabenvögeln, Spechten oder Finkenartigen auch verknöchert sein. Diese Eigenart des Vogelauges soll die Netzhaut vor Verletzungen durch den sehr kräftig gebauten Nervus opticus schützen, da es anderenfalls während Bewegungen des Augapfels zu einem

enormen Druckanstieg in diesem Bereich kommen würde (FREWEIN & SINOWATZ 2004; PEARSON 1972; SLONAKER 1918).

Am Übergang zur Kornea sind in das Bindegewebe der Sklera einige dünne Knochenplättchen eingelagert, die fischschuppenartig übereinander liegen und gemeinsam den sogenannten knöchernen Skleralring (Annulus ossicularis sclerae) formen. Meistens sind an der Bildung des Skleralrings 15 dieser Knochenplättchen beteiligt; die Zahl kann jedoch zwischen 10 und 18 variieren. Des Weiteren unterscheiden sich neben der Anzahl auch die Größe und Anordnung der Knochenplättchen bei den verschiedenen Vogelspezies. Bei einigen Arten können sie teilweise auch pneumatisiert sein. Der Skleralring legt die Gestalt des Augapfels fest und ist daher wie der Bulbus immer asymmetrisch ausgebildet, um das binokulare Sehen zu unterstützen. Er verleiht den Binnenstrukturen des Auges den nötigen Schutz und dient als Ansatzstelle für die Ziliarmuskeln, weshalb er ein wichtiges Widerlager bei der Akkomodation darstellt (KERN 2008; MURPHY 1984; REESE et al. 2008; SLONAKER 1918).

Choroidea

Die Choroidea (Aderhaut, Uvea) stellt neben der Iris (Regenbogenhaut) und dem Corpus ciliare (Strahlenkörper) einen Bestandteil der mittleren Augenhaut (Tunica vasculosa bulbi) dar. Sie bedeckt den Augenhintergrund und ist sehr prominent, da sie im Vergleich zu den Säugetieren besonders viele Gefäße enthält. Aus diesem Grund ist sie für die Ernährung der avaskulären Retina verantwortlich (BEZZEL & PRINZINGER 1990; FRANZ 1934; FREWEIN & SINOWATZ 2004). Mit dieser ist die Aderhaut über die Lamina basalis fest verbunden. Im Gegensatz dazu ist die Verbindung zur Sklera nur locker ausgeprägt, sie erfolgt über die Lamina suprachoroidea fusca. Lediglich in den Bereichen, in denen die Blutgefäße und Nerven aus der Sklera in die Choroidea übertreten, ist eine feste Vereinigung beider Augenhüllen zu beobachten. In der zweischichtigen Aderhaut befinden sich die Kapillaren vor allem in der inneren Schicht (Lamina choroidocapillaris) und werden von den Arteriolen der äußeren Lage (Lamina vasculosa) mit Blut versorgt (REESE et al. 2008; SLONAKER 1918).

Tagaktive Vogelspezies weisen eine pigmentreiche Aderhaut auf, während dämmerungsaktive Vögel eine schwach pigmentierte oder vollkommen von Pigment freie Choroidea besitzen. Diese Pigmentierung soll dem Eindringen von Streulicht in das Augeninnere entgegenwirken. Die Aderhaut von Spechten besitzt zusätzlich spezielle Sinusoide, welche mit mukösen Substanzen gefüllt sind und so bei der Nahrungssuche als Stoßfänger fungieren sollen (BEZZEL & PRINZINGER 1990; REESE et al. 2008). Ein Tapetum lucidum in der Choroidea ist bei Vögeln nicht ausgebildet (TIEDEMANN 1810).

Retina

Die Retina (Netzhaut) entspricht der inneren Augenhaut (Tunica interna bulbi) und stellt damit die dritte Schicht des Augapfels dar. Während ihrer embryonalen Entwicklung bildet die Retinaanlage eine Ausstülpung des Gehirns, woraus der spätere doppelwandige Augenbecher mit Innen- und Außenblatt entsteht. Der Übergang beider Blätter ineinander liegt am Pupillenrand (FREWEIN & SINOWATZ 2004; PEARSON 1972).

Das Außenblatt entwickelt sich zum einschichtigen retinalen Pigmentepithel (Stratum pigmentosum retinae), welches fest mit der darunterliegenden Choroidea verbunden ist. Bei tagaktiven Vögeln (Papageien, Falken, Enten) weist es eine Vielzahl an Melaningranula auf und ist daher stark pigmentiert, wohingegen die Pigmentierung bei dämmerungs- und nachtaktiven Vögeln (Eulen) nur schwach ausgeprägt ist. Viele Zoovogelspezies bilden hierbei eine Ausnahme; so haben Pinguine beispielsweise einen schwach pigmentierten Augenhintergrund. Die dunkle Pigmentierung des retinalen Pigmentepithels, aber auch der Choroidea hat den Vorteil, dass dadurch Licht, welches die Photorezeptoren bereits erregt hat, absorbiert werden kann. Auf diese Weise wird eine Reflexion verhindert, was in einer verbesserten Sehschärfe resultiert (FREWEIN & SINOWATZ 2004; KORBEL et al. 1997).

Das Innenblatt der Retina wird durch das Stratum nervosum retinae gebildet. Dieses besteht wie auch beim Säugetier aus insgesamt acht Schichten und lässt sich in zwei Abschnitte untergliedern: ein hinterer lichtempfindlicher Abschnitt (Pars optica retinae) und ein vorderer blinder Abschnitt (Pars caeca retinae). Ihr Übergang wird durch die sogenannte Ora serrata dargestellt, welche darüber hinaus auch die Grenze zwischen der Choroidea und dem Corpus ciliare markiert. Das Stratum nervosum retinae ist nur sehr locker mit dem Pigmentepithel der Retina verbunden, so dass die Pars optica hauptsächlich durch den Glaskörper in ihrer physiologischen Lage gehalten wird (MARTIN 1985; REESE et al. 2008). Im Vergleich zum Säugetier ist die Retina des Vogels sehr dick ausgebildet, was auf die große Anzahl der Nervenzellen und deren komplexe Verknüpfungen zurückzuführen ist (FRANZ 1934; MARTIN 1985; SLONAKER 1918). Als weitere Besonderheit im Vergleich zu den meisten Säugetieren ist die Vogelnetzhaute vollkommen frei von Gefäßen (anangiotische Retina). Ihre Ernährung wird sowohl von der Choroidea als auch vom Augenfächer übernommen (DE SCHAEFDRIJVER et al. 1989; SEIDEL 1988).

Es können grundsätzlich drei verschiedene Arten von Sehzellen auf der Netzhaut von Vögeln unterschieden werden: Stäbchenzellen als Rezeptoren für schwaches Licht in der Dämmerung oder Nacht (skotopisches Sehen), Zapfenzellen für das Tag- und Farbsehen (photopisches Sehen) und Zwillingzapfen. Darunter versteht man benachbarte Zapfen, welche sehr eng aneinander liegen. Es ist nicht näher bekannt, ob sie eine spezielle Funktion besitzen (BEZZEL & PRINZINGER 1990; FRANZ 1934; FREWEIN & SINOWATZ 2004; SLONAKER 1918). Stäbchen enthalten das Sehpigment Rhodopsin, dessen

maximales Absorptionsvermögen im Bereich von 490 bis 506 nm liegt und damit ähnlich zu dem vieler Vertebraten, insbesondere den Säugetieren, ist. Diese Sehzellen sind vor allem bei dämmerungs - und nachtaktiven Vogelspezies wie beispielsweise Eulen zu finden, während Zapfen bei diesen Vögeln kaum ausgebildet sind. Der umgekehrte Fall ist bei tagaktiven Vogelarten zu erwarten; hier sind die wenigen Stäbchen vor allem peripher in der Retina angeordnet. Die Zapfenzellen der Vögel besitzen farbige Öltröpfchen, deren unterschiedliche Farbe durch gelöste, aus der Nahrung aufgenommene Karotinoide zustande kommt. Es können fünf verschiedene, artspezifische Typen der Öltröpfchen unterschieden werden; diese weisen jeweils unterschiedliche Absorptionsmaxima auf. Die Öltröpfchen fungieren als sogenannte „Cut - off“ - Filter. Diese Filterfunktion bewirkt, dass ein hoher Anteil des Lichtes mit kurzer Wellenlänge absorbiert wird und sich damit längerwelliges Licht weiter im Gewebe ausbreiten kann. Diese Öltröpfchen ermöglichen darüber hinaus den meisten Vogelspezies, ultraviolettes Licht wahrnehmen zu können (BEZZEL & PRINZINGER 1990; FRANZ 1934; MARTIN 1985).

Bereiche der Retina, in denen die Zapfenzellen besonders dicht beieinander liegen, werden als Areae bezeichnet. An diesen Stellen ist die Retina dicker ausgebildet als außerhalb dieser Zonen. Die Areae stellen den Ort der höchsten optischen Auflösung dar. Innerhalb der Areae können sogenannte Foveae angelegt sein, in denen die Dichte der Zapfen sogar diejenige der Areae noch übersteigt. Das Verhältnis von Rezeptorzellen zu ableitenden Nervenzellen erreicht hier eine Eins – zu – Eins - Verschaltung, was bedeutet, dass jede Zapfenzelle durch eine einzelne Faser im Sehnerv repräsentiert wird. Die Foveae sind Vertiefungen in der Netzhaut, da an diesen Stellen alle Schichten mit Ausnahme der Rezeptorzellen - enthaltenden Schicht zur Seite gedrängt sind (PUMPHREY 1948, 1961). Daher ist die Retina im Bereich der Foveae sehr dünn ausgebildet. Während sich bei den meisten Vogelspezies in diesen Bereichen nur Zapfenzellen befinden, zeichnet sich die Fovea des Virginia - Uhus (*Bubo virginianus*) sowohl durch Zapfen als auch durch Stäbchen aus (FITE & ROSENFELD - WESSELS 1975; MARTIN 1985).

Es sind verschiedene Formen und Anordnungen der Areae und Foveae bekannt. Viele körnerfressende Spezies zeichnen sich durch eine einzige runde Area aus, die nahe der optischen Achse liegt (Area centralis). Eine dazugehörige Fovea kann hier fehlen; dies ist beispielsweise beim Haushuhn der Fall. Die meisten Wasservögel besitzen eine Area, die sich als horizontaler Streifen über die Netzhaut erstreckt und die eine zentrale Fovea enthält. Auf diese Weise können lange Linien entlang des Horizonts genauestens wahrgenommen werden. Bei Vogelspezies mit hohen Fluggeschwindigkeiten und einer schnellen Jagdweise wie Taggreifvögel und Papageien treten zwei Areae mit je einer Fovea auf. Die Fovea centralis liegt nahe der optischen Achse, dient dem monokularen Sehen und ermöglicht so die genaue Beobachtung des Flugfeldes. Die seitlich angeordnete Sehgrube (Fovea

temporalis) dient gleichzeitig dem Erkennen eventuell seitlich vorbeifliegender Beute oder Feinde. Außerdem wird ihr Bild auf den Foveae beider Augen simultan erzeugt, so dass die Fovea temporalis dem stereoskopischen, binokularen Sehen dient. Taggreifvögel und Papageien sind daher in der Lage, gleichzeitig drei getrennt voneinander liegende Objekte zu fixieren. Schwalben besitzen darüber hinaus sogar drei Sehgruben (BEZZEL & PRINZINGER 1990; MURPHY 1984; PUMPHREY 1961). Bei Eulenvögeln ist nach MANN (1924) nur eine Area temporalis ausgebildet.

Neben kraterförmig ausgebildeten Sehgruben existieren auch flache Foveae. Kraterförmige Foveae treten überwiegend bei Vogelspezies auf, die in der Lage sein müssen schnelle Bewegungen zu erfassen. Dazu zählen unter anderem Greifvögel und Schwalben. In der kraterförmig ausgebildeten Sehgrube kommt es zu einer Verzerrungswirkung, das heißt die Geschwindigkeit eines über die Netzhaut wandernden Bildes ändert sich im Bereich der Fovea sprunghaft. Dies erleichtert die Wahrnehmung und Fixierung von bewegten Objekten (BEZZEL & PRINZINGER 1990; OEHME 1964; PUMPHREY 1948).

Nervus opticus

Der Sehnerv (Nervus opticus) zeichnet sich beim Vogel durch eine ovale Eintrittsstelle in die Netzhaut aus, welche überwiegend durch den Pecten oculi bedeckt wird. Er wird sowohl von weichen als auch harten Hirnhautscheidern umgeben. Im Gegensatz zum Säugetier kreuzen beim Vogel im Chiasma opticum alle Fasern der beiden Nervi optici auf die jeweils andere Seite, so dass beim Vogel keine konsensuelle Pupillenreaktion existiert (FREWEIN & SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008).

Pecten oculi

Ein besonderes Merkmal des Vogelauges stellt nach TIEDEMANN (1810) der Augenfächer (Pecten oculi) dar, welcher von der Eintrittsstelle des Sehnervs ausgehend frei in den Glaskörper ragt. Er besteht aus einem bindegewebigen Stützgerüst, das von zahlreichen Kapillaren durchzogen wird. Das Bindegewebe ist mesodermalen Ursprungs, was den entwicklungsgeschichtlichen Zusammenhang mit der Choroidea verdeutlicht, und enthält zahlreiche Melaninkörnchen. Dadurch erscheint der Pecten oculi als stark pigmentierte Struktur (BACSICH & GELLÉRT 1934; HANZELY et al. 1975; SEAMAN 1966).

Anhand der Form des Augenfächers können drei verschiedene Typen unterschieden werden: der Falzentyp, der Fahnentyp und der Konustyp. Der Falzentyp kommt bei den meisten Vogelarten vor (Abb. 6). Er ist durch eine artspezifisch unterschiedliche Anzahl an Falten gekennzeichnet, die an ihrer Spitze zur sogenannten „Brücke“ miteinander verwachsen sind. Nachtaktive Vögel weisen dabei stets einen kleineren Augenfächer auf als tagaktive Vogelspezies. Strauße, Emus und Nandus zeichnen sich durch einen Augenfächer

vom sogenannten Fahnentyp aus (Abb. 6). Er besteht aus einer zentralen vertikalen Fahne. Aus dieser entspringen 16 -19 lateral angeordnete Sekundärlamellen, welche darüber hinaus ebenfalls an der Eintrittsstelle des Sehnervs befestigt sind und eine Reihe von Tertiärlamellen aufweisen. Der ungegliederte Konustyp findet sich im Auge des Kiwis; es handelt sich hierbei um die ursprünglichste und einfachste Form des Pecten oculi, frei von Falten oder Fahnen. Eine ähnliche Struktur existiert im Auge von Reptilien (FRANZ 1934; KIAMA et al. 2006; PEARSON 1972).

Während beim Faltentyp jede einzelne Falte aus einer Arterie, einem dichten Kapillarnetz und zwei Venen besteht, befinden sich beim Fahnentyp die größeren Blutgefäße innerhalb der zentralen Fahne. Von dort werden Äste für die Kapillaren der Sekundär - und Tertiärlamellen abgegeben (KIAMA et al. 2006; SLONAKER 1918).

Nach KORBEL (1994) ist die Funktion des Pecten oculi noch nicht vollständig geklärt, obwohl mehr als 32 verschiedene Arbeitshypothesen bestehen. So wurden dem Augenfächer in der Vergangenheit unter anderem folgende Funktionen zugesprochen: Blendschutz gegenüber dem Sonnenlicht für bestimmte Retinaanteile (BARLOW & OSTWALD 1972), Reduktion von Streustrahlung durch die ausgeprägte Pigmentierung, Ernährung der avaskulären Retina, Regulation des intraokulären Binnendrucks (MANN 1924), Wahrnehmung von Bewegungen durch die Form des Pectenschattens auf der Retina (MANNER 1938), Regulation der Bulbustemperatur und dadurch Schutz des Auges vor Auskühlung (BACSICH & GELLÉRT 1934). THOMSON (1929) stellte die Arbeitshypothese auf, dass der Pecten oculi als Spiegel wirkt und dadurch auf der Netzhaut des Vogels ein Doppelbild entsteht, welches beispielsweise die Orientierung beim Flug durch dichtes Geäst und eine Früherkennung von Feinden gewährleistet. Es erscheint laut KORBEL (1994) jedoch am wahrscheinlichsten, dass der Augenfächer sowohl über eine nutritive Funktion für die avaskuläre Retina und den Glaskörper als auch über presso - und thermoregulatorische Funktionen verfügt. Anhand fluoreszenzangiographischer Untersuchungen konnte ein Übertritt von Stoffen aus den Kapillaren des Augenfächers in den Glaskörperraum nachgewiesen werden, was die Theorie einer nutritiven Funktion des Pecten oculi zusätzlich verstärkt (KORBEL et al. 1999). PETTIGREW et al. (1990) konnten zeigen, dass rhythmisch auftretende oszillatorische Augenbewegungen passive Bewegungen des Augenfächers zur Folge haben und dabei einen wesentlichen Einfluss auf die Verteilung der Stoffe innerhalb des Glaskörpers in Richtung der Retina haben. Bei Eulenvögeln fehlen diese oszillatorischen Augenbewegungen jedoch vollständig. Bei Waldkäuzen konnte stattdessen ein kräftiger projektilartiger Ausstoß von fluoreszeinhaltigem Farbstoff von der Pectenspitze in den Glaskörperraum beobachtet werden (KORBEL et al. 2000).

Corpus vitreum

Der Glaskörper (Corpus vitreum) füllt den Raum zwischen Linse, Ziliarkörper und Retina (Camera vitrea bulbi) aus. Er stellt eine gallertige, transparente Struktur dar, welche frei von Gefäßen ist und zu 99% aus Wasser besteht. Daher ist die Konsistenz des Glaskörpers von Vögeln auch dünnflüssiger als bei den Säugetieren. Der Glaskörper enthält ein feines Gerüst aus Kollagenfibrillen, die das Stroma des Corpus vitreum bilden und ihn an der Pectenbasis, der Pectenbrücke und am Ziliarkörper verankern. Zu diesem Zweck sind die Kollagenfibrillen in diesen Bereichen zur sogenannten Glaskörpergrenzmembran (Membrana vitrea) verflochten. In das Stroma sind hydrophile Glykosaminoglykane eingebettet (FREWEIN & SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008; TIEDEMANN 1810).

Das Corpus vitreum hält den Binnendruck des Auges aufrecht, wodurch die Retina, vor allem im Bereich der Pars optica, in Position bleibt. Dadurch wird verhindert, dass sich die Netzhaut von den darunter liegenden Augenhüllen ablösen kann. Des Weiteren ist ein kontinuierlicher Austausch von Wasser, Ionen und weiteren Substanzen zwischen dem Glaskörper und den umliegenden Strukturen zu beobachten. Daher liegt die Vermutung nahe, dass dem Glaskörper in Verbindung mit dem Augenfächer auch eine nutritive Funktion für die Retina zukommt. Die Diffusion von Nährstoffen wird durch passive Bewegungen des Pecten oculi unterstützt, welche wiederum durch die relativ dünnflüssige Konsistenz des Glaskörpers erleichtert werden (FREWEIN & SINOWATZ 2004; KORBEL 1994; REESE et al. 2008).

Augenmuskeln

Vögel besitzen ebenso wie die Säugetiere vier gerade (Mm. rectus dorsalis, rectus ventralis, rectus lateralis, rectus medialis) und zwei schiefe Augenmuskeln (Mm. obliquus ventralis, obliquus dorsalis). Sie sind für die Bewegungen des Augapfels zuständig. Da sie im Vergleich zum Säugetier jedoch weniger kräftig ausgebildet sind, bleibt auch die Beweglichkeit des Augapfels vergleichsweise gering (FREWEIN & SINOWATZ 2004; SEIDEL 1988; TIEDEMANN 1810). Nach FRANZ (1934) fehlt ein M. retractor bulbi. Es existieren zwei Nickhautmuskeln (M. pyramidalis, M. quadratus) zur Bewegung des dritten Augenlids. Beide Muskeln entspringen an der Bulbushinterfläche, wobei der M. quadratus eine Schleife für den Durchtritt der Sehne des M. pyramidalis formt (KERN 2008; SLONAKER 1918).

2.2.2 Pathologische Veränderungen des hinteren Augensegmentes

In der Vergangenheit hat sich eine Vielzahl von Arbeiten mit dem Vorkommen von Augenerkrankungen bei Vögeln beschäftigt (KORBEL 1994, 1999; KORBEL et al. 1997; RAVELHOFER 1996), dabei wurde insbesondere ein Schwerpunkt auf die Häufigkeit von

Augenerkrankungen bei Wildgreifvögeln gesetzt (BUYUKMIHCI 1985; LABELLE et al. 2012; MURPHY et al. 1982). Die Inzidenz von Augenerkrankungen bei Vögeln beträgt demnach 7,6 %, wobei das Wirtschaftsgeflügel (19,9 %) und Wildvögel (11,7 %) am häufigsten betroffen sind. Innerhalb letztgenannter Patientengruppe weisen Greifvögel, Eulen und Falkenvögel am häufigsten Veränderungen des Auges auf. Mit einer geringeren Inzidenz finden sich Augenerkrankungen bei Ziervögeln (6,6 %), Zoovögeln (6,3 %) und Tauben aus Haltungen (2,4 %).

Des Weiteren geht aus den genannten Arbeiten hervor, dass Erkrankungen des Augenhintergrundes (Fundus, Glaskörper) bei allen Vögeln mit 22,1 % vertreten sind. Lediglich Erkrankungen der Lidbindehaut kommen häufiger vor. Am häufigsten treten Funduserkrankungen bei Wildgreifvögeln, dicht gefolgt von Zoovögeln, auf. Dabei ist bemerkenswert, dass das vordere Augensegment selbst bei sehr starken Veränderungen des Augenhintergrundes meist völlig unauffällig ist. Hieraus kann gefolgert werden, dass eine ophthalmologische Untersuchung gerade bei verunfallten Vögeln einen unverzichtbaren Bestandteil der Augenuntersuchung darstellt.

Ätiologisch können pathologische Veränderungen des hinteren Augensegmentes bei allen Patientengruppen in den meisten Fällen auf die Einwirkung eines Traumas zurückgeführt werden. Daneben kommen in geringerem Maße auch Infektionskrankheiten, Neoplasien und Erkrankungen unbekannter Ätiologie in Betracht. Gerade bei Wildvögeln, bei denen traumatische Ursachen mit 90,5 % den weitaus größten Anteil einnehmen, muss jedoch bedacht werden, dass solche Traumata auch durch zugrundeliegende Infektionserkrankungen und nachfolgender Schwächung des gesamten Organismus entstehen können. Häufig verschleiert das akute Trauma in diesen Fällen die zugrundeliegende chronische Erkrankung.

Pathologische Veränderungen des gesamten Bulbus

Angeborene Veränderungen können den gesamten Bulbus des Vogels betreffen und sowohl ein - als auch beidseitig ausgeprägt sein. Insbesondere bei Wildvögeln wurde das Auftreten dieser Veränderungen in der Vergangenheit möglicherweise unterschätzt, da bei Beeinträchtigung beider Augen die meisten Tiere nicht lange überlebensfähig sind. Bei Wildgreifvögeln wird als häufigste angeborene Veränderung die Mikrophthalmie beschrieben. Darunter wird eine extreme Verkleinerung des gesamten Augapfels verstanden, welche meist von einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Desorganisation des gesamten Augengewebes begleitet wird (BUYUKMIHCI et al. 1988; MARTIN 1995; MURPHY 1984). Eine Vorwölbung des Auges wird dagegen beim sogenannten „Pop – Eye - Syndrom“ der Haushühner beobachtet. Diese Erkrankung ist rezessiv vererbbar und manifestiert sich im Alter von fünf bis sechs Wochen. Die Kornea ist vorgewölbt, gleichzeitig besteht eine

Vertiefung der vorderen Augenkammer (BITGOOD & WHITLEY 1986; LANDMAN et al. 1998).

Das Auftreten eines Exophthalmus wird beim Vogel meist durch retrobulbäre Prozesse verursacht. Bei Psittaziden sind vereinzelt Tumore der Tränendrüse oder des Fettgewebes zu finden, die neben einem Exophthalmus auch zu Dislokationen der Lidspalte und Epiphora führen. Die Sehfähigkeit bleibt dabei in vielen Fällen erhalten. Bei den Tumoren handelt es sich um Lipome, Adenome und Adenofibrome; diese können teilweise die 10 - bis 15 - fache Größe des Augapfels erreichen. Mit einer Inzidenz von 4,3 % sind Wellensittiche am häufigsten betroffen, jedoch ist auch das Auftreten eines zystenbildenden Adenoms beim Kongo - Graupapagei beschrieben (KERN 2008; KORBEL 1992). KARPINSKI & CLUBB (1983) weisen auf das Auftreten von retrobulbären Abszessen hin, welche vor allem bei Nymphensittichen als Spätfolgen von chronischen Erkrankungen der oberen Atemwege eine Rolle spielen. Darüber hinaus kann eine retrobulbäre Granulombildung bedingt durch eine Mykobakterieninfektion zum Hervortreten des Augapfels aus der Orbita führen (KORBEL 1992).

Eine Entzündung des gesamten inneren Auges einschließlich der Uvea wird als Endophthalmie bezeichnet (MARTIN 1995; WILCOCK 2008). Ätiologisch sind infektiöse Prozesse in Betracht zu ziehen. So führte bei Kanarienvögeln ein Befall mit *Toxoplasma gondii* zu diesem Krankheitsbild, bei Puten wurde eine Endophthalmie im Rahmen einer systemischen Aspergillose beobachtet (KERN 2008). ANDERSON & BUYUKMIHCI (1983) beschreiben das Auftreten einer linseninduzierten Endophthalmie bei einer Waldohreule. Die Panophthalmitis stellt meist eine Spätfolge einer Endophthalmie dar; in das Entzündungsgeschehen ist nun auch die Sklera mit einbezogen (WILCOCK 2008). Sie kann im Zusammenhang mit einer chronischen Pockenvirus - oder Salmonellen - Infektion, aber auch im Rahmen einer Waldkauzkeratitis, deren Ätiologie nicht bekannt ist, in Erscheinung treten (KARPINSKI & CLUBB 1983; KORBEL 1992, 1992). Im Endstadium kommt es teilweise zur Phthisis bulbi, einer kompletten Desorganisation und Schrumpfung des Bulbus. Diese ist häufig auch Folge von Verletzungen, die nicht mehr nachgewiesen werden können (GYLSTORFF & GRIMM 1998; MARTIN 1995).

Unter dem Begriff Glaukom wird eine Reihe von Erkrankungen zusammengefasst, die mit dem Leitsymptom eines erhöhten intraokularen Augendrucks einhergehen und dadurch zur Atrophie des Sehnervs und Retinadegeneration führen können. Ein unbehandeltes Glaukom führt letztendlich zur Erblindung des betroffenen Tieres. Bei Vögeln können aufgrund des weiten Iridokornealwinkels fast ausschließlich Sekundärglaukome beobachtet werden. Diese werden durch Krankheitsprozesse verursacht, welche zur Verlegung des Kammerwinkels führen und damit den Abfluss der Augenflüssigkeit verhindern (GELATT et al. 2008; KORBEL 1992). Bei Vögeln kommen Glaukome eher selten vor und sind meist auf

vorangegangene Traumata zurückzuführen (BEYNON 1996). MURPHY et al. (1982) beobachteten dieses Phänomen bei einer Reihe von verunfallten Wildgreifvögeln. Das Auftreten eines lichtinduzierten Glaukoms mit außerordentlicher Vergrößerung des gesamten Bulbus ist bei Hühnern und Puten beschrieben (LAUBER & MCGINNIS 1966).

Bulbusrupturen äußern sich in einem plötzlichen Druckabfall des Augapfels und werden meist durch stumpfe Traumata verursacht. Im Vergleich zum Säugetier kommt es beim Vogel dank des stützenden Skleralringes jedoch nicht zu einem vollständigen Kollaps des Auges. Bulbusrupturen sind bei verunfallten Wildgreifvögeln beschrieben, treten aber auch im Zusammenhang mit Pockenvirus - Infektionen des Auges auf (BEYNON 1996; BUYUKMIHCI 1985; MARTIN 1995; WILLIAMS 1994).

Pathologische Veränderungen der Sklera

KORBEL (1994) konnte Erkrankungen der Sklera lediglich mit einer Häufigkeit von 0,3 % nachweisen. In der Literatur werden sowohl Rupturen und Entzündungen der Sklera als auch Frakturen sowie Osteolyse des knöchernen Skleralringes beschrieben (BUYUKMIHCI 1985; LINDLEY et al. 1988; MURPHY 1984; RAVELHOFER 1996). Pathologische Veränderungen der Sklera treten nach Traumata und als Spätfolgen systemischer Mykosen mit okulärer Manifestation auf. Sie wurden auch im Zusammenhang mit einer Waldkauzkeratitis beobachtet (KORBEL 1994).

Pathologische Veränderungen der Choroidea

Uveitiden treten nach HENDRIX (2008) im Allgemeinen in Verbindung mit anderen intraokularen, aber auch systemischen Erkrankungen auf. Eine isoliert vorkommende Entzündung der Choroidea wird als Uveitis posterior bezeichnet, bei Ausbreitung der Entzündung auf Iris und Ziliarkörper liegt eine Panuveitis vor. Bei Wildgreifvögeln sind Uveitiden Folge intraokularer Traumata; als weitere Ursachen sind autoimmunbedingte Prozesse infolge von Linsenluxationen sowie parasitäre, mykotische, bakterielle und virale Infektionen zu nennen. Die betroffenen Augen können schmerzhaft erscheinen; als Spätfolgen sind vordere und hintere Synechien sowie Glaukome beschrieben (BEYNON 1996; WILLIAMS 1994).

Isolierte Erkrankungen der Choroidea treten am Vogelauge nur sehr selten auf. Bei verschiedenen Wildgreifvögeln wird von angeborenen Missbildungen der Choroidea berichtet. Darüber hinaus können stumpfe Schädeltraumata zu Zerreißen im Bereich der Aderhaut führen, was choroidale Blutungen zur Folge hat. Isolierte Hämorrhagien der Choroidea kommen allerdings ausgesprochen selten vor, meistens ist der Pecten oculi in das Krankheitsgeschehen involviert (BUYUKMIHCI et al. 1988; KORBEL 1994; SEIDEL 1988).

Bedingt durch die enge anatomische Verbindung von Choroidea und Retina sind laut OFRI (2008) bei Entzündungsprozessen oft beide Strukturen in das Geschehen involviert. Chorioretinitiden werden bei verschiedenen Vogelarten, unter anderem auch bei Hühnern, durch Infektionen mit *Toxoplasma gondii* ausgelöst (KERN 2008). Weitere Ursachen sind systemische Salmonellen - und Mykobakterien - Infektionen; dies gilt insbesondere für Vögel aus zoologischen Gärten. Bei Wildgreifvögeln kommen ätiologisch eine Waldkauzkeratitis und Infektionen mit dem West – Nile - Virus und Eulen - Herpesvirus in Betracht (KORBEL 1999; KORBEL et al. 1997; PAULI et al. 2007; RAVELHOFER 1996). Traumata werden ebenfalls als Ursache von Chorioretinitiden diskutiert. Eine akute Chorioretinitis ist durch zelluläre Infiltrationen, Exsudationen und Ödembildung gekennzeichnet. Als Spätfolgen können chorioretinale Narbenbildungen auftreten, diese werden auch im Rahmen einer Toxoplasmose oder Mangelernährung beobachtet (MURPHY 1984; OFRI 2008).

Pathologische Veränderungen der Retina

Aufgrund der engen Verbindung von Choroidea und Retina kommen isoliert auftretende Retinitiden äußerst selten vor; beschrieben werden sie in der Literatur unter anderem von BUYUKMIHCI (1985) in Folge von Traumata bei Wildgreifvögeln und von WILLIAMS (1994) in Verbindung mit *Toxoplasma gondii* - Infektionen.

Eine isoliert auftretende Retinadysplasie mit Faltenbildung der Netzhaut wurde erstmals beim Vogel am Beispiel eines juvenilen Präriefalken von DUKES & FOX (1983) beschrieben. Später wurden Missbildungen der Retina auch im Zusammenhang mit anderen angeborenen Defekten wie Mikrophthalmie bei weiteren Wildgreifvögeln beobachtet (BUYUKMIHCI et al. 1988). Bei Haushühnern kann eine vererbare Retinadegeneration mit Atrophie des Pigmentepithels und der Photorezeptoren auftreten. Infolge von Traumata, systemischen Infektionen, Glaukomen und Futtermittelkontaminationen mit Ammelin (Cyanurodiamid) kann es ebenfalls zu Degenerationen der Retina kommen. Die zuletzt genannte Ursache führt beim Wirtschaftsgeflügel zur Erblindung (GELATT et al. 2008; SEIDEL 1988; WILLIAMS 1994). Bei einem Kongo - Graupapagei wurde laut STEINMETZ et al. (2008) eine Retinadegeneration im Zusammenhang mit der neuropathischen Drüsenmagendilatation nachgewiesen.

Traumata können die Ursache von Retinaödemem sein, wie beispielsweise bei Wildgreifvögeln beschrieben (BUYUKMIHCI 1985).

Auch Netzhautablösungen entstehen in den meisten Fällen als Folgeerscheinungen von Traumata. Glaskörperblutungen, welche sich in Organisation befinden und zu Fibrin umgewandelt werden, führen häufig zu einer sogenannten Traktionsamotio. Hierbei verbinden sich die Fibrinmembranen des Glaskörpers mit der Retina und lösen diese von den darunterliegenden Augenhäuten ab. Dieser Prozess kann auch im Zusammenhang mit

einem entzündlichen Geschehen des Auges beobachtet werden (GONZALEZ et al. 2001; MUNK et al. 1991). Des Weiteren existiert bei Zuchtfasanen eine angeborene Netzhautablösung mit anschließender Erblindung der betroffenen Tiere (KERN 2008; SEIDEL 1988). Netzhautablösungen im Zusammenhang mit Mykobakterien - Infektionen des Auges müssen laut RAVELHOFER (1996) ebenfalls in Betracht gezogen werden. Je nach Ausmaß der Veränderungen wird zwischen einer fokalen, multifokalen und kompletten Netzhautablösung unterschieden (BOEVÉ et al. 2008).

Pathologische Veränderungen des Nervus opticus

Größen - und Formveränderungen des Sehnervenkopfes gehören zum klinischen Bild des „Pop – Eye - Syndroms“ bei Legehennen. Dieser ist bei den betroffenen Tieren kommaförmig mit keulenartiger Verbreiterung an der Basis des Pecten oculi ausgebildet (KORBEL & MAGGS 2012). Angeborene Missbildungen treten unter anderem auch bei Wildgreifvögeln in Form einer Sehnerven - Degeneration in Erscheinung. Des Weiteren kann bei dieser Patientengruppe eine Entzündung des Sehnervs bedingt durch eine Infektion mit dem West-Nile - Virus vorliegen (BUYUKMIHCI et al. 1988; PAULI et al. 2007). Im Zuge eines Glaukoms kann es zur Atrophie des Sehnervs kommen (GELATT et al. 2008).

Pathologische Veränderungen des Pecten oculi

Kongenitale Missbildungen des Augenfächers sind bei Wildgreifvögeln, Legehennen und einer Rabenkrähe beschrieben. Bei Legehennen kommen solche Pecten - Degenerationen im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“ vor; dabei können einzelne Falten deformiert sein oder völlig fehlen. Auch Veränderungen in der Höhe des Pecten sind möglich; vereinzelt erreichen oft nicht das Ausmaß von Augenfächern gesunder Hühneraugen (BUYUKMIHCI et al. 1988; KORBEL 1999; KORBEL & MAGGS 2012). Infektiöse Erreger spielen ebenfalls eine wichtige Rolle. Entzündungen des Augenfächers (Pectinitiden) und nachfolgende Pecten - Degenerationen werden durch Salmonellosen und Infektionen mit dem West – Nile - Virus verursacht (KORBEL 1999; PAULI et al. 2007; RAVELHOFER 1996). Granulombildungen im Pecten oculi im Rahmen einer Mykobakteriose ist ein eher seltenes Erscheinungsbild (GYLSTORFF & GRIMM 1998; KORBEL et al. 1997). Eine Erkrankung von bisher unbekannter Ätiologie, die Waldkauzkeratitis, kann zu hochgradigen Atrophien des Pecten oculi führen. STROBEL (2010) berichtet von degenerativen Veränderungen des Augenfächers bei einem Mäusebussard in Verbindung mit starker Fibrinbildung als Folge einer Glaskörperblutung. Der Pecten oculi ist als freischwimmende Struktur im Corpus vitreum besonders anfällig gegenüber sogenannten „Contre – Coup - Effekten“, so dass es in Folge von Traumata häufig zu Rupturen von Gefäßen des Pecten oculi kommt. Partielle oder komplette Pectenabriss sind ebenfalls

möglich. Somit stellt der Augenfächer die wichtigste Ursache von Glaskörperblutungen nach Traumata dar (KORBEL 1999).

Pathologische Veränderungen des Corpus vitreum

Glaskörperblutungen infolge von Traumata gehen in 80 % der Fälle isoliert vom Augenfächer aus, nur in einigen Fällen stammen die Blutungen von Augenfächer und Choroidea zusammen. Sehr selten sind Hämorrhagien, die alleinig von der Aderhaut ausgelöst werden (KORBEL 1999). Je nach Ausmaß der Blutungen kann ihr Abbau bis zu mehreren Monaten dauern. Zunächst werden die Einblutungen in Fibrin umgewandelt, welches meist sehr lange im Corpus vitreum der betroffenen Tiere nachweisbar ist. Diese verzögerte Resorption von Blutungen bei Vögeln ist vermutlich auf die geringen fibrinolytischen Aktivitäten im Vergleich zum Säugetier zurückzuführen. Während dieser Zeit ist mit Einschränkungen des Sehvermögens zu rechnen. Als Komplikation von Hämorrhagien in das Corpus vitreum können Netzhautablösungen auftreten, welche zur irreversiblen Erblindung des betroffenen Vogels führen. Im weiteren Verlauf kann es zur Narbenbildung kommen (BEYNON 1996; KORBEL 2003; KORBEL & GRIMM 1989).

Gelegentlich werden perforierende Fremdkörper im Corpus vitreum gefunden (MURPHY 1984; SEIDEL 1988).

Trübungen und Verflüssigungen des Glaskörpers treten im Rahmen von Infektionskrankheiten auf. Dabei müssen Salmonellosen, die Mareksche Krankheit und eine West – Nile - Virusinfektion in Betracht gezogen werden (PAULI et al. 2007; RAVELHOFER 1996). Im Falle einer Endophthalmie bzw. Panophthalmitis ist mit einer Einbeziehung des Glaskörpers in das Entzündungsgeschehen zu rechnen (WILCOCK 2008).

2.3 Ophthalmologische Sonographie – Hinteres Augensegment

2.3.1 Indikation

Bei Trübungen des dioptrischen Apparates stellt die Sonographie die Methode der Wahl dar, da in diesem Fall abhängig von der Lokalisation der Trübung das hintere Augensegment und teilweise auch der vordere Anteil des Bulbus nicht mehr eingesehen werden können (BYRNE & GREEN 2002; WILLIAMS et al. 1995). Am häufigsten wird die Ultraschalluntersuchung bei Glaskörpertrübungen notwendig, insbesondere um eine Netzhautablösung ausschließen oder frühzeitig diagnostizieren zu können. Aber auch bei Trübungen der Hornhaut, der vorderen Augenkammer, der Linse und bei Trübungen im Rahmen eines Glaukoms ist die Sonographie essenziell (GONZALEZ et al. 2001; GUTHOFF

& GUTHOFF 1987). Als weitere Indikation gilt die Untersuchung des Retrobulbärraumes (PURNELL 1969). Bei ungetrübten Medien liefert die Ultraschalldiagnostik nützliche Informationen bei der weiteren Abklärung eines Exophthalmus sowie bei der Lokalisation intraokularer Fremdkörper, welche mit Hilfe der röntgenologischen Untersuchung nicht erkennbar sind (BAUM 1964; KEENEY 1979). Darüber hinaus ist die Sonographie ein wichtiges Hilfsmittel bei der Differenzierung und Ausmessung der Dimensionen von intraokularen Tumoren. Chronische Uveitiden, Linsenluxationen, Erkrankungen des Nervus opticus und Vaskularisationsstörungen stellen weitere Indikationen dar (BYRNE & GREEN 2002; GUTHOFF & GUTHOFF 1987, 1988 ; WILLIAMS et al. 1995). GONZALEZ et al. (2001) betont die Bedeutung der Sonographie bei Vorliegen eines intraokularen Traumas. Die dreidimensionale Sonographie erweitert die Anwendungsmöglichkeiten der Ultraschalluntersuchung, so werden beispielsweise Volumenmessungen möglich. Zudem wird die Interpretation der Bilder erleichtert (FISHER et al. 1998).

2.3.2 Untersuchungsmethoden und Untersuchungsebenen

Die okulare Sonographie kann am wachen Tier durchgeführt werden, jedoch sollte ein Lokalanästhetikum in das zu untersuchende Auge eingebracht werden (GONZALEZ et al. 2001; HAGER et al. 1987).

Es wird zwischen den drei folgenden Untersuchungstechniken unterschieden: der Kornea - Kontakt - Methode, bei der die Sonde unmittelbar auf der Hornhaut aufgesetzt wird, der transpalpebralen Methode, bei der die Untersuchung durch die geschlossenen Augenlider erfolgt und der Verwendung einer Vorlaufstrecke, welche in direktem Kontakt mit der Hornhaut steht. Während bei der transpalpebralen Methode aufgrund von Artefakten lediglich Bilder von herabgesetzter Qualität zustande kommen, gewährleistet die Kornea - Kontakt - Methode eine optimale Darstellung des hinteren Augensegmentes einschließlich retrobulbärer Strukturen. Bei Verwendung einer Vorlaufstrecke kann das vordere Augensegment am besten abgebildet werden. Alternativ kann eine gute Darstellung von Hornhaut, vorderer Augenkammer und Linse auch durch den Einsatz einer ausreichenden Menge an Ultraschallgel erreicht werden. Da die meisten handelsüblichen Ultraschallgels wasserlöslich und nicht reizend sind, können sie am Auge angewendet werden (HAGER et al. 1987; KORBEL et al. 2009; METTENLEITER 1995; SMITH et al. 1986; WILLIAMS et al. 1995).

Es existieren mehrere Untersuchungsebenen am Auge. Während die longitudinalen und transversalen Ebenen beim Menschen bevorzugt werden, kommen in der Veterinärmedizin insbesondere die axialen Untersuchungsebenen zum Einsatz. Diese sind am wachen Tier wesentlich einfacher durchzuführen als Longitudinal- oder Transversalscans. In der axialen Untersuchungsebene wird der Schallkopf zentral auf die Kornea aufgesetzt, so dass Echos

der Kornea, der Linse und der hinteren Augenwand registriert werden. Allerdings kommt es durch die Linse zur Schallabschwächung und -brechung, wodurch geringgradige Veränderungen des Glaskörpers unter Umständen übersehen werden können. Jedoch ist diese Untersuchungsebene sehr leicht zu interpretieren. Beim vertikalen Axialscan zeigt die Markierung, welche auf jeder Sonde zu finden ist, nach dorsal. Dies bedeutet, dass die dorsale Hälfte des Auges gleichzeitig auch in den höher gelegenen Bereichen des Ultraschallbildschirms zu finden ist. Bei horizontalen, axialen Aufnahmen ist die Markierung des Schallkopfes nasalwärts gerichtet; der obere Bereich des Monitors zeigt die nasalen Anteile des Bulbus. Die longitudinalen und transversalen Ebenen umgehen die Linse, so dass es zu einer besseren Auflösung der kaudal gelegenen Abschnitte des Auges kommt. Die Sonde wird im Übergangsbereich zwischen Kornea und Sklera aufgesetzt und nach hinten gekippt. Die longitudinale Ebene wird durch Ausrichtung der Sonde nach vertikal erzielt, die transversale Ebene durch Ausrichtung der Sonde nach horizontal (BYRNE & GREEN 2002; FISHER 1979; GONZALEZ et al. 2001; POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Es sollten immer beide Augen sonographisch untersucht werden, da das gesunde Auge als Referenz für Größe, Form und Binnenstruktur dienen kann. Nach Abschluss der Untersuchung müssen die Augen mit physiologischer Kochsalzlösung vorsichtig ausgespült werden (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

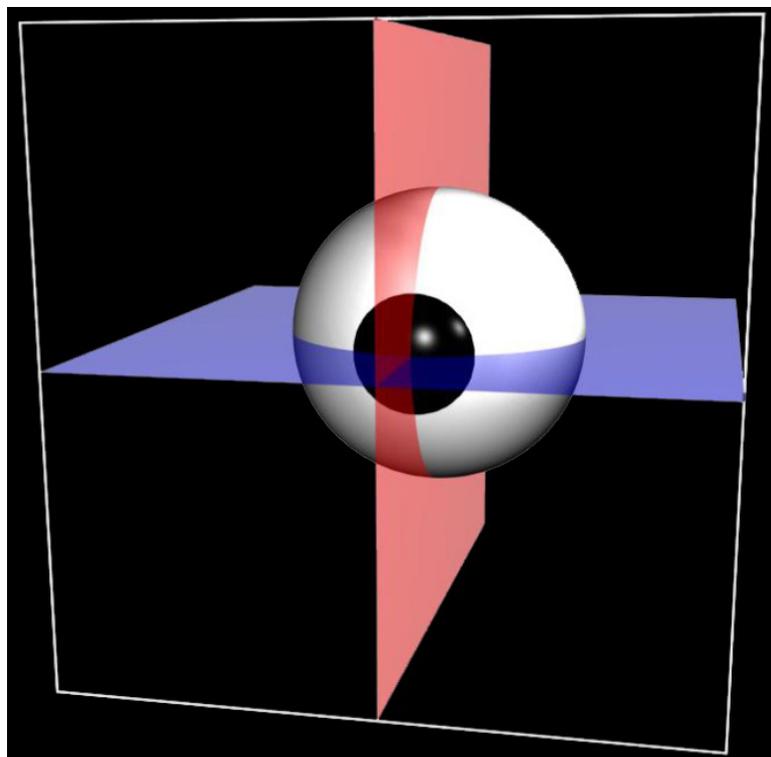


Abbildung 7: Schematische Darstellung der axialen Untersuchungsebenen, **Rote Fläche:** vertikale axiale Schnittebene; **Blaue Fläche:** horizontale axiale Schnittebene

2.3.3 Der zwei - und dreidimensionale sonographische Normalbefund am Auge

Das Auge eignet sich aufgrund seiner leicht zugänglichen Lage sowie seines anatomischen Aufbaus mit großen Impedanzunterschieden der einzelnen Grenzflächen sehr gut für die Untersuchung mittels Ultraschall (DOWNEY et al. 1996; NELSON et al. 1999).

Die einzelnen Binnenstrukturen des Auges weisen im Ultraschallbild laut DIETRICH (2006) abhängig von der Stärke des reflektierten Echos jeweils verschiedene Echogenitäten auf. Gewebe ohne akustische Grenzflächen werden auf dem Monitor gleichmäßig schwarz dargestellt; sie sind echofrei bzw. anechogen. Hypoechogene Strukturen bestehen aus einzelnen schwachen, mittel - bis dunkelgrauen Einzelechos, während sich echogene Binnenstrukturen aus starken bis mittelstarken, also hell - bis mittelgrauen Einzelechos zusammensetzen. Grenzflächen mit großen Impedanzunterschieden stellen sich hyperechogen dar und sind als weiße bis hellgraue Bereiche auf dem Bildschirm zu erkennen. Bei einer gleichmäßigen Verteilung der einzelnen Echos eines Organs erscheint das Gewebe homogen, bei ungleichmäßiger Verteilung hingegen inhomogen (BARR 1992; POULSEN NAUTRUP 1998).

In der Literatur befassen sich die meisten Arbeiten mit dem zweidimensionalen sonographischen Normalbefund beim Menschen, wie beispielsweise GUTHOFF (1988) und COLEMAN & JACK (1976). Darüber hinaus gibt es auch einige Beschreibungen in der Tiermedizin (GONZALEZ et al. 2001; WILLIAMS et al. 1995). Es existieren unter anderem Arbeiten, welche sich ausschließlich mit der okularen Sonographie bei den einzelnen Tierarten befassen. BARR (1992), COTTRILL et al. (1989) und POULSEN NAUTRUP et al. (1998) beschreiben den sonographischen Normalbefund des Auges bei Hund und Katze, POTTER et al. (2008) und EL - MAGHRABY et al. (1995) beim Rind sowie ROGERS et al. (1986), METTENLEITER (1995) und SCOTTY et al. (2004) beim Pferd. Speziell beim Vogel existieren nur wenige Arbeiten zum sonographischen Normalbefund am Auge (GUMPENBERGER & KOLM 2006; KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. 1991; LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010). Die einzelnen okularen Binnenstrukturen sind bei den genannten Tierarten sowie beim Menschen bezüglich ihrer sonographischen Darstellung sehr einheitlich beschrieben, lediglich kleine speziesspezifische Unterschiede sind bekannt.

Die Augenlider stellen sich als echogene Strukturen direkt über der Hornhaut bzw. lateral davon dar. Die Kornea selbst stellt sich dreischichtig dar; zwei konvex gebogene, hyperechogene Linien schließen einen schmalen anechogenen Bereich ein (COTTRILL et al. 1989). Die vordere Augenkammer erscheint völlig anechogen, die hintere Augenkammer konnte beim Vogel in keiner der vorliegenden Arbeiten dargestellt werden. Bei einem frisch

exstirpierten Pferdeauge war sie als anechogenes Gebiet zwischen Irishinterfläche und Linsenvorderfläche zu erkennen (ROGERS et al. 1986). Auch bei einigen Ultraschallbildern von Hunden stellte sie sich auf diese Weise dar, beim Rind ist sie zum Teil nicht von der vorderen Augenkammer zu unterscheiden (COTTRILL et al. 1989; EL - MAGHRABY et al. 1995). Die Iris bildet ein schmales, längliches Band über der vorderen Linsenkapsel und erscheint wie auch der Ziliarkörper mittel bis stark echogen. Der Ziliarkörper ist beidseits der Linse sichtbar; lässt sich jedoch aufgrund des teilweise sehr stark ausgeprägten Skleralrings und der damit verbundenen Schallauslöschung nicht bei allen Vogelarten darstellen (KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. 1991; STROBEL 2010). Die Linse besteht aus der jeweils hyperechogenen, gebogenen vorderen und hinteren Linsenkapsel sowie dem sich anechogen darstellenden Stroma. Da der Inhalt der Linse die Ultraschallwellen schneller leitet, entstehen hinter der Linse im Glaskörperraum oft störende Reverberationsartefakte. In vielen Fällen sind lediglich die mittleren Anteile der vorderen und hinteren Linsenkapsel im Ultraschallbild darstellbar, da diese vom Schallstrahl senkrecht getroffen werden (BARR 1992; GUMPENBERGER & KOLM 2006; GUTHOFF 1988). Der Glaskörper erscheint anechogen mit dem Pecten oculi als mäßig echogene Struktur, die von der Eintrittsstelle des Sehnervs ausgehend von der hinteren Augenkammer in das Corpus vitreum ragt (SQUARZONI et al. 2010). Die Gestalt des Pecten ist innerhalb der verschiedenen Vogelarten unterschiedlich ausgebildet. Bei tagaktiven Greifvögeln und Haustauben ist er lang und schmal geformt, während er bei Eulenvögeln kompakter und kürzer ist. Bei einigen Vögeln verursacht er einen schwachen bis mäßigen Schallschatten (GUMPENBERGER & KOLM 2006; STROBEL 2010). Die hintere Augenkammer bildet sich als hyperechogene Linie ab. Teilweise ist zwar eine gewisse Schichtung erkennbar, dennoch können Retina, Choroidea und Sklera nicht voneinander abgegrenzt werden. Bei Eulenvögeln erscheint die hintere Augenkammer im Gegensatz zu den tagaktiven Greifvögeln meist unruhig mit einem leicht verwaschenen Übergang in den Glaskörper. Vom retrobulbären Gewebe lässt sich die hintere Bulbuswand mittels des Tenonschen Raumes abgrenzen, welcher als an - bis mäßig echogener Raum bei vielen Vogelarten deutlich zu erkennen ist (LEHMKUHL et al. 2010; STROBEL 2010). Laut GUMPENBERGER & KOLM (2006) ist die Abgrenzung zum retrobulbären Gewebe insbesondere bei Turmfalken nicht immer möglich. Als dünne hypoechogene Struktur innerhalb des retrobulbären Gewebes stellt sich der Sehnerv dar. Er zieht von der Insertionsstelle des Pecten oculi in die Tiefe der Orbita. Der Nervus opticus konnte bei STROBEL (2010) lediglich in 69,4 % der Fälle und bei SQUARZONI et al. (2010) mit einer Inzidenz von 64 - 74 % nachgewiesen werden. Das retrobulbäre Gewebe weist eine mäßige Echogenität auf und enthält die extraokulare Muskulatur, welche sich noch weniger echogen als das retrobulbäre Gewebe darstellt und V - förmig ausgehend vom Bulbus in die Tiefe zieht (KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. 1991; STROBEL 2010). Der

knöchernen Skleralring erscheint als hyperechogene Struktur beidseits des Bulbus und verursacht einen deutlich erkennbaren Schallschatten (GUMPENBERGER & KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010).

Während sich beim Menschen mehrere Arbeitsgruppen mit der dreidimensionalen Sonographie am Auge beschäftigen (DELCKER et al. 1998; DOWNEY et al. 1996; FISHER et al. 1998; NELSON et al. 1999), liegen in der Veterinärmedizin nur sehr wenige Untersuchungen zu diesem Thema vor. REESE (1999) führte die dreidimensionale Sonographie am Auge von Pferden, Hunden und zwei Mäusebussarden durch, VOSOUGH et al. (2007) untersuchte Hundeaugen dreidimensional und LIST (2002) befasste sich im Rahmen einer Dissertation mit der dreidimensionalen Sonographie am Pferdeauge. Aus dieser letzten Arbeit ist zu entnehmen, dass sich die okularen Binnenstrukturen auch im Volumenbild grundsätzlich mit der gleichen Echogenität wie in der konventionellen B - Mode-Sonographie darstellen. Auch die dreidimensionale Sonographie erlaubt keine Differenzierung zwischen Retina, Choroidea und Sklera. Jedoch wird die Darstellung der Pupille erleichtert, welche als ellipsenförmiger anechogener Bereich von der echogenen Iris umgeben wird. Die Sehnervenpapille bildet sich im dreidimensionalen Ultraschallbild als echoarme, runde Struktur am Boden der Bulbuswand ab und ist auch in den einzelnen Schnittbildern des Volumenscans - hier jedoch als eingezogener hypoechogener Bezirk - zu erkennen (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007).

Der Vorteil der dreidimensionalen Sonographie der okularen Binnenstrukturen liegt darin, dass die entstandenen Bilder simultan in drei verschiedenen Ebenen auf dem Bildschirm erscheinen und die dreidimensionalen Volumenbilder in verschiedene Richtungen gedreht und mit Hilfe mehrerer Darstellungsmodi zusätzlich bearbeitet werden können. Auf diese Weise werden Perspektiven des Auges möglich, die mittels der zweidimensionalen Sonographie nicht erzielt werden können (DELCKER et al. 1998; NELSON et al. 1999; REESE 1999). Darüber hinaus ermöglicht der Vierquadrantenbildschirm laut LIST (2002) die Erkennung von Details, da die berechneten Einzelbilder der verschiedenen Ebenen durchfahren und so verschiedene Schichten des Auges betrachtet werden können. Aus den genannten Gründen fällt die Interpretation von dreidimensionalen Ultraschallbildern der intraokularen Strukturen oft leichter verglichen mit der zweidimensionalen Sonographie (DOWNEY et al. 1996; FISHER et al. 1998).

2.3.4 Darstellung von pathologischen Veränderungen am hinteren Augensegment im zwei - und dreidimensionalen Ultraschallbild

Im folgenden Kapitel soll kurz auf das jeweilige Erscheinungsbild der verschiedenen Erkrankungen am Auge im zweidimensionalen Ultraschallbild eingegangen werden. Diesem

werden die entsprechenden Untersuchungsergebnisse der dreidimensionalen Sonographie gegenübergestellt, soweit diese in der Literatur vorhanden sind.

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen des Bulbus

Sonographisch äußert sich eine Mikrophthalmie durch einen kleinen Bulbus mit entsprechend verkleinertem Glaskörperraum. Häufig treten bei diesem Krankheitsbild auch Missbildungen anderer intraokularer Strukturen auf (GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

Ein Exophthalmus kann sowohl durch retrobulbäre Abszesse als auch durch Neoplasien verursacht werden. Dabei kann es zur Deformierung der hinteren Augenwand kommen. Abszesse sind eher schlecht abgrenzbar und häufig durch ein heterogenes, fleckiges Binnenecho gekennzeichnet. Es ist nicht immer möglich, sie aufgrund des sonographischen Bildes mit Sicherheit von retrobulbären Neoplasien zu unterscheiden. Tumore weisen ebenfalls ein sehr heterogenes Erscheinungsbild auf (BARR 1992; DALLOW 1974; GONZALEZ et al. 2001). Zystenbildende Tumoren hingegen erscheinen als echofreie, schalldurchlässige Strukturen, welche gut gegenüber dem umgebenden Gewebe abgrenzbar sind (DALLOW 1986).

Im Rahmen einer Endophthalmie kann es zur Infiltration des Glaskörpers mit Entzündungszellen kommen, welche sich als feine, gleichmäßig verteilte, helle Echos darstellen. Grundsätzlich können entzündliche und blutungsbedingte Glaskörperveränderungen im Ultraschallbild nicht voneinander unterschieden werden (DIETRICH 2006; GUTHOFF 1988; OSSOINIG 1969; SCOTTY et al. 2004). Bei einer Endophthalmie kann es nach BYRNE & GREEN (2002) darüber hinaus auch zu einer sonographisch nachweisbaren Verdickung der Bulbuswandschichten sowie zu einer Traktionsamotio kommen. Auch eine Schwellung des Nervus opticus ist möglich.

Eine Phthisis bulbi zeichnet sich im Ultraschallbild durch folgende Merkmale aus: Verkürzung des Bulbusdurchmessers, Verformung des gesamten Augapfels und Zunahme der Bulbuswandstärke (GUTHOFF 1988; METTENLEITER 1995).

Ein Glaukom stellt sich durch eine deutliche Zunahme der Bulbuslänge bei gleichzeitig bestehender Verkleinerung der vorderen Augenkammer dar (METTENLEITER 1995).

Bei Bulbusrupturen wird sonographisch häufig eine Verdickung der hinteren Bulbuswand oder eine Netzhautablösung festgestellt. Der gesamte Bulbus erscheint deformiert. Diese Befunde werden meist von einer Blutung begleitet; teilweise ist auch die Verletzung in der hinteren Augenwand auffindbar (DALLOW 1974; HUGHES & BYRNE 1987).

Beim Auftreten von retrobulbären Massen, einer Endophthalmie, einer Phthisis bulbi oder eines Glaukoms konnten dieselben Befunde von LIST (2002) auch mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie erhoben werden .

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen der Sklera

Im Rahmen einer Skleritis kommt es zu einer Verbreiterung der hinteren Bulbuswand im sonographischen Bild. Dadurch bedingt nimmt die axiale Augapfellaenge ab. Die normalerweise hyperechogene Sklera erscheint durch die Entzündung weniger echogen (GUTHOFF 1988).

Eine Skleraruptur äußert sich in einer Deformation der gesamten äußeren Begrenzung des Augapfels (COLEMAN et al. 1973).

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen der Choroidea

Uveitiden können wie auch Endophthalmitiden den Glaskörper in das Entzündungsgeschehen miteinbeziehen. Bei beiden Krankheitsbildern sind dieselben Merkmale im Ultraschallbild zu finden (DIETRICH 2006). Allerdings sind die Veränderungen laut STROBEL (2010) in der ophthalmologischen Untersuchung meist schwerwiegender als dies die Ultraschalluntersuchung vermuten lässt.

Eine Chorioiditis bildet sich beim Menschen, aber auch beim Pferd sonographisch als Umfangsvermehrung im Bereich der Aderhaut ab. Außerdem nimmt die Echogenität einer entzündeten Choroidea ab, wodurch es zu einem Kontrast gegenüber den beiden angrenzenden hyperechogenen Strukturen (Retina und Sklera) kommt (BYRNE & GREEN 2002; SCOTTY et al. 2004). Beim Vogel werden vor allem Chorioretinitiden beobachtet. Weder GUMPENBERGER & KOLM (2006) noch STROBEL (2010) waren in der Lage, diese sonographisch darzustellen.

ENDO et al. (2000) untersuchten einen Patienten mit chronischer Uveitis, dessen Fundus in der ophthalmoskopischen Untersuchung nicht mehr einsehbar war, mittels dreidimensionalem Ultraschall. Aufgrund der vielen dreidimensionalen Schnittbilder gelang es, eine Verbindung der Entzündungsprodukte im Glaskörper zur Retina mit Sicherheit auszuschließen, was in der zweidimensionalen Sonographie auf diese Weise nicht möglich gewesen wäre.

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen der Retina

Ein Retinaödem zeigt sich im sonographischen Bild als eine kuppelförmige Erhabenheit der Netzhaut, die einen hypoechogenen mit Flüssigkeit gefüllten Bereich einschließt. Die Oberfläche der Retina wirkt unregelmäßig und ist gegenüber dem Glaskörperraum nur

schlecht abgrenzbar. Insgesamt zeichnet sich die ödematöse Retina durch eine deutliche Zunahme ihres Durchmessers aus (BYRNE & GREEN 2002; STROBEL 2010).

Eine Retinaablösung ist im Ultraschallbild als dünne hyperechogene Linie, welche sich von der hinteren Augenwand abhebt, zu erkennen. Eine totale Netzhautablösung bildet bei Mensch und Tier eine typische V - Form mit Anheftungsstellen beidseits im Bereich der Ora serrata und an der Eintrittsstelle des Sehnervs (COLEMAN & JACK 1973; GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Diese, auch als möwenflügelartig bezeichnete (SCOTTY et al. 2004), charakteristische Gestalt konnte in Untersuchungen von KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. (1991) sowie GUMPENBERGER & KOLM (2006) auch für eine komplette Retinaablösung beim Vogel bestätigt werden. Bei einer länger bestehenden totalen Netzhautablösung kommt es durch Proliferation des Gewebes zur Verdickung der Retina und schließlich zur Einengung des Netzhauttrichters, wodurch eine annähernde T - Form entsteht. Als Begleiterscheinung kommt es in diesem Stadium häufig zu Veränderungen des Glaskörpers; im Ultraschallbild äußert sich dies durch eine erhöhte Echogenität. Anhand der Beweglichkeit der abgelösten Retina lässt sich die Dauer des Geschehens ebenfalls sonographisch abschätzen. Eine frisch abgelöste Netzhaut zeigt bei Bewegungen des Auges typische peitschenartige Nachbewegungen. Je länger die Retinaablösung besteht, desto geringer wird die Amplitude der Nachbewegungen. Vielmehr ist nun ein hochfrequentes Zittern anstatt einer flottierenden Bewegung zu erkennen (GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Vereinzelt kann die Verbindung der abgelösten Netzhaut zur Ora serrata auch abreißen. Dies ist im Ultraschallbild durch eine in Falten gelegte Retina erkennbar. Partielle Netzhautablösungen weisen die typischen Anheftungsstellen meist nicht auf. Sie erscheinen sonographisch als kuppelförmige Gebilde, welche aus der hinteren Augenwand hervorgehen und einen echofreien Raum zwischen Retina und Choroidea bilden (BYRNE & GREEN 2002; FISHER 1979; WILLIAMS et al. 1995).

Die dreidimensionale Sonographie erleichtert laut DOWNEY et al. (1996) die Diagnose von Netzhautablösungen. Dies konnte durch Untersuchungen von LIST (2002) am Pferdeauge bestätigt werden. So kann bei Durchsicht der einzelnen Schichten des Volumenblocks die Eintrittsstelle des Sehnervs aufgesucht und kontrolliert werden, ob die abgelöste Retina in diesem Bereich noch anhaftet. Des Weiteren hilft die dreidimensionale Sonographie in der Beurteilung der räumlichen Ausdehnung der Netzhaut und ihrer Lagebeziehung zu anderen okularen Strukturen. Die optimale Anpassung des jeweiligen Betrachtungswinkels führt laut NELSON et al. (1999) zu einem besseren Verständnis des Krankheitsgeschehens. NÉMETH & SÜVEGES (1998) bevorzugen die Darstellung von Retinaablösungen in den einzelnen errechneten Schnittbildern auf dem Vierquadrantenbildschirm. Auch im Rahmen der

dreidimensionalen Sonographie ist das typische V - förmige Erscheinungsbild einer kompletten Netzhautablösung erkennbar (LIST 2002).

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen des Nervus opticus

Eine Entzündung des Nervus opticus ist sonographisch als Verbreiterung des Sehnervendurchmessers zu erkennen (GUTHOFF 1988). Im Gegensatz dazu kommt es bei einer Atrophie des Sehnervs zur Verdünnung seines Durchmesser in Verbindung mit einer Flüssigkeitsansammlung in der Umgebung des Nervus opticus (OSSOINIG 1969).

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen des Pecten oculi

In der Literatur sind kaum Angaben über sonographisch erkennbare Veränderungen des Augenfächers zu finden. GUMPENBERGER & KOLM (2006) berichten von verkürzten Augenfächern bei zwei Eulenvögeln; im Ultraschallbild wiesen die Augenfächer einen geringfügigen Anstieg in ihrer Echogenität auf. STROBEL (2010) konnte im Rahmen ihrer Arbeit nachweisen, dass 93,3 % der untersuchten Vögel mit Pectenveränderungen vorberichtlich einem Trauma ausgesetzt waren. Nicht selten konnten Blutungen im Bereich des Augenfächers festgestellt werden. Während geringgradige, frische Blutungen lediglich zu einem leichten Echogenitätsanstieg führten, stellten sich stärkere Blutungen als umschriebene echogene Strukturen dar. Des Weiteren konnte ein partieller Abriss des Pecten oculi im Ultraschallbild dargestellt werden. Es war jedoch nicht möglich, abgerissene Anteile des Augenfächers von Blutkoagula zu unterscheiden. Bei einem Mäusebussard mit degenerativen Veränderungen am Augenfächer konnte mit Hilfe der Dopplersonographie ein vollständiges Fehlen des Blutflusses im Pecten oculi nachgewiesen werden (STROBEL et al. 2012).

Sonographische Darstellung von pathologischen Veränderungen des Corpus vitreum

Das Erscheinungsbild von Glaskörperblutungen im Ultraschall ist abhängig vom Alter und Ausmaß der Blutung. Frische sowie geringgradige, diffus im Glaskörper verteilte Einblutungen werden sonographisch meist nicht erkannt, da Echos häufig vollkommen fehlen oder nur einige wenige Echos von äußerst geringer Intensität im Glaskörperraum zu finden sind. Mit zunehmender Organisation der Blutung steigt auch ihre Echogenität im Ultraschallbild an (COLEMAN & JACK 1976; FISHER 1979; MUNK et al. 1991; SMITH et al. 1986). Die im Glaskörper freischwebenden Blutpartikel bewegen sich synchron mit den regelmäßig auftretenden oszillatorischen Augenbewegungen der Vögel. Diese Fließbewegung ist sonographisch gut zu erkennen (GUMPENBERGER & KOLM 2006; GUTHOFF 1988). Diffuse Glaskörperblutungen können am besten beurteilt werden, indem die Einstellung der Gesamtverstärkung variiert wird. Bei niedrig eingestellter

Gesamtverstärkung sind nur noch die Blutkoagula mit der größten Echogenität darstellbar, mit zunehmender Erhöhung der Gesamtverstärkung werden dagegen Echos geringer Intensität sichtbar, welche ansonsten unentdeckt geblieben wären (DIETRICH 2006; FISHER 1979; KRAMER et al. 1995). Nach STROBEL (2010) wiesen 87,1 % der Einblutungen am Vogelaugen eine Verbindung zum Augenfächer auf oder befanden sich in dessen unmittelbarer Umgebung.

Das sich im Corpus vitreum befindliche Blut wird allmählich resorbiert, wobei es zu Umbauprozessen und damit verbunden zur Entstehung von Fibrin kommt. Dieses kann sich in Form von Schlieren, dickeren Strängen oder auch Fibrinkoagula darstellen. In der Regel erscheinen diese Strukturen im Ultraschallbild stark echogen; sehr feine Fibrinschleier können aber unter Umständen sonographisch übersehen werden (MUNK et al. 1991; STROBEL 2010).

Als Folgeerscheinung von Glaskörperblutungen und den damit verbundenen Umbauprozessen können sogenannte Glaskörpermembranen entstehen, welche sich entweder mit der Zeit zurückbilden oder zu einer Traktionsamotio führen können. Glaskörpermembranen erscheinen im Ultraschallbild als Strukturen mit hoher Echogenität, erreichen jedoch nicht die Echostärke von Netzhautablösungen. Trotzdem kann in Einzelfällen die Unterscheidung zwischen Glaskörpermembranen und Netzhautablösungen sehr schwer fallen, weshalb auf eine mögliche Verbindung mit der Eintrittsstelle des Sehnervs geachtet werden sollte. Dies würde für eine Netzhautablösung sprechen (COLEMAN & JACK 1976; MUNK et al. 1991; PURNELL & FRANK 1979).

Entzündungszellen, die im Rahmen einer Uveitis oder Endophthalmie den Glaskörper infiltrieren und zu Trübungen führen können, sind aufgrund ihres sonographischen Erscheinungsbildes nicht von Glaskörperblutungen zu unterscheiden. Sie lassen sich nur gelegentlich bei maximaler Einstellung der Gesamtverstärkung darstellen (GONZALEZ et al. 2001; GUTHOFF 1988; MCLEOD et al. 1977; SCHUTZ & BRONSON 1974). Darüber hinaus können Glaskörpertrübungen in Verbindung mit einer Katarakt auftreten; sonographisch sind die Trübungen überwiegend unmittelbar hinter der Linse zu finden. Im Falle von chronischen Entzündungen und Glaskörpertrübungen infolge einer Katarakt kann es ebenfalls zur Ausbildung von Glaskörpermembranen kommen (DIETRICH 2006; SCOTTY et al. 2004).

Perforierende Fremdkörper stellen sich abhängig von ihrer Größe und ihrem Material, aus dem sie bestehen, unterschiedlich echogen dar und verursachen einen deutlichen Schallschatten. Ihr Weg durch den Glaskörper kann sonographisch häufig durch eine sich linear darstellende Glaskörperblutung nachgewiesen werden (COLEMAN et al. 1973; METTENLEITER 1995).

Im dreidimensionalen Ultraschallbild können Einblutungen ebenfalls nicht von entzündlichen Prozessen unterschieden werden. Hämorrhagien, Entzündungszellen und Fibrinkoagula stellen sich in ihrer Echogenität auf dieselbe Weise dar wie in der zweidimensionalen Sonographie. Die Durchsicht der einzelnen Schichten des Volumenblocks im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie erlaubt dem Untersucher jedoch, eventuelle Verklebungsbezirke mit intraokularen Strukturen leichter aufzufinden (FINGER 2002; LIST 2002; NÉMETH & SÜVEGES 1998). Darüber hinaus ermöglicht die dreidimensionale Sonographie laut GRASBON et al. (2001) das Herausfiltern niedrigreflektiver Signale im Glaskörperraum, so dass Strukturen hinter geringgradigen Glaskörperblutungen eingesehen werden können.

2.3.5 Okulare Farbdoppler - Sonographie

Die okulare Sonographie mittels Farbdoppler gilt beim Menschen als wertvolles, nicht invasives Verfahren zur Erkennung einer Vielzahl von Vaskularisationsstörungen am Auge (ERICKSON et al. 1989; LIEB et al. 1991). Darüber hinaus wird sie in der Humanmedizin zur Erkennung und Beurteilung von intraokularen sowie orbitalen Tumoren verwendet (BAXTER & WILLIAMSON 1995; GRIZZARD et al. 1987). LIEB (2002) bezeichnet sie als eine der wichtigsten Entwicklungen während der letzten Jahrzehnte. Mit Hilfe des konventionellen, kontinuierlichen Dopplerverfahrens war es in der Vergangenheit nicht möglich die meist sehr kleinen Gefäße des Auges zufriedenstellend darzustellen, da diese unter der Auflösungsgrenze der konventionellen Dopplersonographie liegen. Der Farbdoppler hingegen bildet diese Gefäße sehr präzise auf dem Ultraschallbildschirm ab (BAXTER & WILLIAMSON 1995; LIEB et al. 1991).

In der Veterinärmedizin bewiesen GELATT - NICHOLSON et al. (1999) die gute Durchführbarkeit der Farbdoppler - Sonographie am Beispiel des Hundes. Als Indikationen nennen sie Entzündungen und Tumore des Bulbus und der Orbita sowie Erkrankungen, bei denen es zu Störungen des Blutflusses im Auge kommt. In einer weiteren Studie stellen sie die Vorteile des Farbdopplers bei der Erkennung von Glaukomen bei Hunden fest, da diese Erkrankung ebenfalls mit Veränderungen des intraokularen Blutflusses einhergeht (GELATT - NICHOLSON et al. 1999).

Am Vogelauge untersuchten STROBEL et al. (2012) den Blutfluss des Augenfächers. Im Rahmen dieser Studie konnte außerhalb der oszillatorischen Augenbewegungen ein kontinuierlicher Blutstrom an der Basis des Pecten oculi beobachtet werden. Bei Auftreten von oszillatorischen Augenbewegungen war der gesamte Augenfächer mit Farbsignalen ausgefüllt, was auf Bewegungsartefakte zurückgeführt wurde. Ebenfalls um Artefakte handelte es sich wahrscheinlich bei den Blutflusssignalen, die bei vom Pecten ausgehenden Blutungen entstanden. Diese setzten sich scheinbar während der oszillatorischen

Augenbewegungen vom Pecten in die mit ihm verbundenen Blutkoagula fort. Als optimale Untersuchungsebene empfehlen STROBEL et al. (2012) sowohl die transversale als auch die longitudinale Schnittebene, da auf diese Weise ein paralleler Verlauf von Blutfluss und Ultraschallwellen gewährleistet ist.

Die dreidimensionale Farbdoppler - Sonographie hat das Potential, die intraokularen Gefäßstrukturen noch besser veranschaulichen zu können. Mit Hilfe dieser Technik werden Aufnahmen des Blutflusses möglich, die mittels konventioneller Verfahren nicht erreicht werden können (NELSON et al. 1999; PICOT et al. 1993).

2.4 Pathologisch – anatomische Untersuchung des Auges

2.4.1 Entnahme, Fixation und Präparation

Bei der fachgerechten Durchführung einer Eukleation müssen nach SAUNDERS & RUBIN (1975) insbesondere die zwei folgenden Aspekte beachtet werden: Erhaltung der vorhandenen krankheitsbedingten Läsionen und Vermeidung von Artefakten, welche Läsionen vortäuschen könnten. Im Rahmen der Bulbusentnahme entstehen durch Ausübung von Druck auf die Sklera am häufigsten artifizielle Netzhautablösungen. Insgesamt sollte die Eukleation zügig erfolgen, um autolytisch bedingte Veränderungen an den Bulbi zu vermeiden (RAVELHOFER 1996).

KORBEL (1994) modifizierte die von SAUNDERS & RUBIN (1975) beschriebene, speziell für pathologische Untersuchungen entwickelte Eukleationstechnik für die Anwendung am Vogelauge. Demnach werden die beiden Augenlieder mit einer stumpfen Pinzette fixiert und die Haut im Periokularbereich mit einer Schere kreisförmig eingeschnitten. Es erfolgt eine Trennung von Haut und Konjunktiva, damit die knöcherne Orbita zum Vorschein kommt. Der Augapfel und die Konjunktiva werden vorsichtig aus der Augenhöhle gezogen und abschließend wird der Sehnerv durchtrennt. Alle Anhangsorgane des Augapfels müssen sorgfältig abpräpariert werden, damit das Fixationsmittel den gesamten Bulbus durchdringen kann und um eine fixationsbedingte Verdickung und Verkürzung der Augenmuskeln sowie eine Bulbusschrumpfung zu vermeiden. Unmittelbar nach der Entnahme erfolgt eine Parazentese, wobei zehnpromzentiges Formalin in die vordere Augenkammer eingebracht wird. Auf diese Weise bleibt die physiologische Krümmung der Hornhaut erhalten. Darüber hinaus wird eine Faltenbildung der Retina mit anschließender Bulbusschrumpfung vermieden. Im Anschluss werden die enukleierten Bulbi in Gläser, welche die Fixierlösung enthalten, verbracht. Nach 48 Stunden in der Formalinlösung sind die Augen ausreichend fixiert und können kalottiert werden (WERTHER et al. 2011).

Die Augen werden von kaudal nach kranial in eine kleinere dorsotemporale und eine größere ventronasale Hälfte geteilt. Die entgegengesetzte Schnittfolge hätte Ablagerungen von Bindegewebsresten auf der Klinge zur Folge, welche den Glaskörper verunreinigen und dadurch zu Artefakten bei den Fotografien führen würden (KORBEL 1994; RAVELHOFER 1996). STROBEL (2010) weist darauf hin, dass sich die Entscheidung über die Schnitfführung nach der jeweiligen Zielsetzung richten sollte. Werden Augen kalottiert, um die Ergebnisse der Pathologie mit den sonographischen Untersuchungen vergleichen zu können, sollte sich die Schnitfführung daher an der jeweiligen sonographischen Untersuchungsebene orientieren.

2.4.2 Fotografische Dokumentation

Die Fotografie in der Vogelmedizin muss laut KORBEL (1990), bedingt durch geringe Objektgrößen und der Forderung nach einer formatfüllenden Abbildung, allen Anforderungen der Makrofotografie entsprechen. Generell sollten für die Aufnahmen reproduzierbare, idealerweise standardisierte Bedingungen geschaffen werden, wobei die Objekte ganzheitlich wahrgenommen und der Bildinhalt weitestgehend reduziert werden sollte (BENGEL 1994).

Am besten geeignet sind Makroobjektive mit einer Brennweite von 100 mm. Sie sind speziell für Abbildungen im Nahbereich entwickelt worden und ihre Anwendung erlaubt die Vergrößerung des Arbeitsabstandes zum Objekt, wodurch die Beleuchtungstechnik vereinfacht wird (BENGEL 1984; KORBEL 1994).

Normalerweise bildet sich auf Fotografien nur eine Objektebene scharf ab. Jedoch nimmt das menschliche Auge aufgrund seines mangelnden Auflösungsvermögens jeweils einen gewissen Bereich vor und hinter dieser Ebene ebenfalls als scharf wahr. Bei Fotografien im Nahbereich liegt dieser Schärfebereich zur Hälfte vor und zur Hälfte hinter der Einstellebene. Ziel bei der Makrofotografie ist es eine möglichst große Tiefenschärfe zu erreichen, um das abzubildende Objekt in der gesamten Ausdehnungstiefe ausreichend scharf darzustellen. Verwirklicht wird dies, indem die Blende so klein wie möglich eingestellt wird. Je kleiner die Blendenöffnung jedoch ist, desto größer wird die Unschärfe durch Brechung und Beugung. Bei idealer Auswahl der Tiefenschärfe wird lediglich das Objekt scharf abgebildet, der Hintergrund erscheint jedoch unscharf. Auf diese Weise wird das darzustellende Objekt vom Hintergrund isoliert und erscheint „freigestellt“. Verstärkt werden kann dieser Effekt, indem das Objekt auf einer, sich 10 - 15 cm erhöht zur Umgebung befindlichen Glasplatte platziert wird. Der Hintergrund sollte einfarbig und möglichst unauffällig gestaltet sein, damit er nicht vom eigentlichen Bildinhalt ablenkt (BENGEL 1994; BLAKER 1977; KORBEL 1990).

Größter Wert ist auf die korrekte Belichtung zu legen, da Überbelichtung zu Unschärfe und Unterbelichtung zum Verlust von Bilddetails durch Schattenbildung führt. Daher empfiehlt

KORBEL (1994) mehrere Aufnahmen mit unterschiedlichen Einstellungen anzufertigen, um gute Ergebnisse zu erzielen. Generell ist zu beachten, dass bei der Fotografie im Nahbereich eine größere Lichtmenge benötigt wird und dass eine Verdoppelung des Abstandes zum Objekt eine vierfache Abnahme der Helligkeit bewirkt.

Als Methode der Wahl bei der Ausleuchtung der abzubildenden Präparate gilt die Verwendung von Elektronenblitzlicht, da durch diese Technik im Gegensatz zur kontinuierlichen Beleuchtung aus Photoleuchten eine Hitzeentwicklung und damit die Austrocknung des zu fotografierenden Objektes umgangen wird. Durch die zangenförmige Anordnung zweier Elektronenblitze entsteht eine große Menge an Licht, was eine kleine Einstellung der Blendenöffnung erlaubt. Darüber hinaus wird eine schattenfreie Ausleuchtung des Objektes erzielt. Durch das vollständige Auffüllen der Bulbushälften mit Wasser können störende Lichtreflexionen vermieden werden (BENGEL 1994; KORBEL 1990, 1994; RAVELHOFER 1996).

3 Material und Methoden

3.1 Zielsetzung

In der vorliegenden Arbeit werden die Einsatzmöglichkeiten der dreidimensionalen Sonographie am hinteren Segment des Vogelauges untersucht.

Ziel ist es, die Darstellbarkeit physiologischer Strukturen und pathologischer Veränderungen zu ermitteln, insbesondere im Vergleich zur zweidimensionalen Sonographie. Auf diese Weise sollen Vor- und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie evaluiert werden.

Die Ergebnisse der sonographischen Untersuchung werden mit der jeweils vorangegangenen Augenuntersuchung und bei verstorbenen oder euthanasierten Vögeln mit der nachfolgenden pathologischen und in einigen Fällen auch histologischen Augenuntersuchung verglichen und dadurch verifiziert. So sollen die Grenzen der dreidimensionalen Sonographie aufgezeigt werden. Mit Hilfe der dopplersonographischen Untersuchung soll der Blutfluss im Pecten oculi genauer untersucht werden.

Insgesamt soll so die Anwendbarkeit des dreidimensionalen Ultraschalls als diagnostisches Hilfsmittel bei der Augenuntersuchung bewertet werden. Darüber hinaus wird verglichen, wie sich gesunde Augen verschiedener Vogelarten im dreidimensionalen Ultraschallbild darstellen, um so eventuelle Unterschiede in den Augenstrukturen zwischen den einzelnen Vogelspezies zu erkennen. Ebenso wird auf die Verträglichkeit der Ultraschalluntersuchung und die Toleranz durch die verschiedenen Vogelspezies geachtet.

3.2 Materialbeschreibung

3.2.1 Patientengut

Im Rahmen dieser Arbeit wurden im Zeitraum von Januar 2011 bis April 2012 die Augen von 91 Vögeln mittels dreidimensionaler Sonographie untersucht. Es handelte sich dabei sowohl um Augenpatienten, die an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische der Universität München vorgestellt und behandelt wurden, als auch um Wildvögel, die während dieses Zeitraumes aus verschiedenen Gründen in die Klinik eingeliefert wurden. Des Weiteren wurden Vögel mit Augenveränderungen in verschiedenen Wildvogel - auffangstationen sowie Vögel eines zoologischen Gartens und einer Straußenfarm untersucht.

Bei allen Tieren bestand eine Indikation zur dreidimensionalen Sonographie, wobei das gesunde Auge jeweils zu Vergleichszwecken mituntersucht wurde.

Insgesamt wurden 25 Arten aus 13 Ordnungen untersucht, wobei der Mäusebussard mit 18 Individuen die am häufigsten vertretene Art darstellte.

Unter den Patienten befanden sich 21 weibliche und 15 männliche Tiere. Bei 55 dieser Vögel war aufgrund eines fehlenden Geschlechtsdimorphismus die Aussage über das Geschlecht nicht möglich. War im Rahmen der klinischen Untersuchung eine Endoskopie nötig oder erfolgte bei verstorbenen Tieren eine pathologische Untersuchung, erfolgte die Bestimmung des Geschlechtes auf diese Weise.

Das Alter der Patientenvögel lag zwischen zwei Monaten und 40 Jahren. Bei 78 der genannten Vögel war das Alter unbekannt. In diesen Fällen und bei allen Wildvögeln, bei denen keine genaue Aussage über das Alter getroffen werden konnte, erfolgte lediglich eine Einteilung in juvenil und adult.

Einen Überblick über die geschallten Vogelarten gewährt folgende Tabelle.

Tabelle 1: Patientengut und Artenverteilung

	gesamt	männlich	weiblich	unbestimmt
Accipitriformes	21			
Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i> , LINNAEUS 1758)	18	1	1	16
Habicht (<i>Accipiter gentilis</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Rauhfußbussard (<i>Buteo lagopus</i> , PONTOPPIDAN 1763)	1	1	0	0
Sperber (<i>Accipiter nisus</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Falconiformes	6			
Turmfalke (<i>Falco tinnunculus</i> , LINNAEUS 1758)	5	0	0	5
Merlin (<i>Falco columbarius</i> , LINNAEUS	1	0	0	1

1758)				
Strigiformes	9			
Waldkauz (<i>Strix aluco</i> , LINNAEUS 1758)	6	0	1	5
Uhu (<i>Bubo bubo</i> , LINNAEUS 1758)	2	1	0	1
Sumpfohreule (<i>Asio flammeus</i> , PONTOPPIDAN 1763)	1	0	0	1
Psittaciformes	17			
Kongo - Graupapagei (<i>Psittacus erithacus erithacus</i> , LINNAEUS 1758)	11	5	4	2
Blaustirnamazone (<i>Amazona aestiva</i> , LINNAEUS 1758)	3	0	0	3
Nymphensittich (<i>Nymphicus hollandicus</i> , LINNAEUS 1758)	2	1	1	0
Rotkopfkunure (<i>Aratinga mitrata</i> , VON SPIX 1824)	1	0	0	1
Anseriformes	7			
Hausgans (<i>Anser anser domesticus</i> , LINNAEUS 1758)	6	4	2	0
Stockente (<i>Anas platyrhynchos</i> , LINNAEUS 1758)	1	1	0	0
Galliformes	12			
Haushuhn (<i>Gallus gallus domesticus</i> , LINNAEUS 1758)	12	0	12	0
Columbiformes	4			
Taube (<i>Columba livia</i> , GMELIN 1789)	4	0	0	4
Passeriformes	3			

Buchfink (<i>Fringillacoerebs</i> , LINNAEUS 1758)	1	1	0	0
Rabenkrähe (<i>Corvus corone corone</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Rauchschwalbe (<i>Hirundo rustica</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Cuculiformes	1			
Kuckuck (<i>Cuculus canorus</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Piciformes	1			
Grünspecht (<i>Picus viridis</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Ciconiiformes	7			
Roter Sichler (<i>Eudocimus ruber</i> , LINNAEUS 1758)	7	0	0	7
Charadriiformes	1			
Waldschnepfe (<i>Scolopax rusticola</i> , LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Struthioniformes	2			
Strauß (<i>Struthio camelus</i> , LINNAEUS 1758)	2	0	0	2
gesamt	91	15	21	55

Augenveränderungen traten mit einer Inzidenz von 78,0 % (n = 71) auf; dabei wurden bei 52,1 % (n = 37) der betroffenen Vögel die Läsionen bilateral festgestellt. Insgesamt lagen 108 Augen mit Veränderungen vor.

17,6 % (n = 19) der Augen wiesen lediglich Läsionen des vorderen Segmentes auf. Im Gegensatz dazu konnten Augenveränderungen, welche ausschließlich das hintere Segment betrafen, in 46,3 % (n = 50) der Fälle beobachtet werden. Läsionen sowohl des vorderen als

auch des hinteren Augensegmentes konnten bei 36,1 % (n = 39) der Augen nachgewiesen werden.

Die vorliegende Studie befasst sich ausschließlich mit dem hinteren Augensegment, während in einer weiteren Studie von DOROBK (2013) die dreidimensionale Sonographie des vorderen Augensegmentes beschrieben wird.

3.2.2 Material für die ophthalmologische Untersuchung

Für die ophthalmologische Untersuchung wurden routinemäßig folgende Gerätschaften verwendet: Spaltlampe, Diaskleralkegel und Kopfbandophthalmoskop mit verschiedenen Ophthalmoskopierlupen.

Bei der verwendeten Handspaltlampe SL 15 handelt es sich um ein Produkt der Firma Kowa (Tokio, Japan). Sie verfügt über drei Stufen zur Auswahl der Lichtintensität (voll, $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{16}$) sowie über einen Blaufilter. Es kann zwischen drei verschiedenen Spaltbreiten gewählt werden (0,1 mm, 0,2 mm, 0,8 mm), wobei die Spaltlänge auf 12 mm festgelegt ist. Des Weiteren kann eine punktförmige Lichtquelle mit einem Durchmesser von 12 mm eingestellt werden. Die Untersuchung des Auges ist sowohl mit 10 - als auch mit 16 - facher Vergrößerung möglich.

Der Diaskleralkegel kommt als Aufsatz auf den Otoskop - Ladegriff Beta NT 3,5 V von Heine (Herrsching, Deutschland) zur Verwendung. Die Untersuchung des vorderen Augensegmentes erfolgt damit relativ einfach und schnell. Darüber hinaus ist mit Hilfe des Diaskleralkegels eine direkte monokulare ophthalmoskopische Untersuchung möglich. Dabei wird der Augenhintergrund durch die Linse des Patienten 5 - bis 7 - fach vergrößert, so dass nur ein relativ kleiner Abschnitt des Augenhintergrundes einsehbar ist.

Das zum Einsatz kommende Kopfbandophthalmoskop Heine Omega 100 (Herrsching, Deutschland) ermöglicht die indirekte binokulare Ophthalmoskopie. Neben drei verschiedenen Lichtintensitäten und Lichtfarben (weiß, blau, grün) verfügt es über die Möglichkeit, den Lichtkegel - Durchmesser unterschiedlich groß einzustellen.

In Kombination mit dem Kopfbandophthalmoskop werden für die indirekte Ophthalmoskopie sogenannte Ophthalmoskopierlupen verwendet. Diese bewirken eine Vergrößerung des Bildwinkels, so dass eine genaue Untersuchung des gesamten Augenhintergrundes ermöglicht wird. Für diese Arbeit kamen ausschließlich die Linsen „Double Aspheric“ der Firma Volk Optical Inc. Mentor (USA) mit einer Brechkraft von jeweils 30, 78 und 90 Dioptrien und Clear View ® - Linsenvergütung zum Einsatz. Für kleinere Vogelaugen ist eine

größere Dioptrien - Zahl der Linse erforderlich, damit bedingt durch die stärkere Brechkraft der Linse die Darstellung des gesamten Augenhintergrundes gewährleistet bleibt.

Bei begründeten Verdachtsfällen auf einen veränderten Augeninnendruck kam zusätzlich ein Tonometer zum Einsatz. In dieser Arbeit wurde der Augeninnendruck mit Hilfe der beiden Applanationstonometer Tono - Pen® XL der Mentor Corporation (Santa Barbara, USA) und Tono - Vet (Fa. Acrivet, Heningsdorf, Deutschland) gemessen. Das Prinzip der Applanationstonometrie besteht aus der Messung der Kraft, die aufgebracht werden muss, um die plane Oberfläche des Messgerätes mit der Hornhaut in Kontakt zu bringen und diese dabei abzuflachen.

Bestand ein Verdacht auf eine Verletzung der Hornhaut, kam der Fluoreszein - Test (SE Thilo®, Fa. Alcon Pharma GmbH, Wien, Österreich) zur Anwendung. Dieser Farbstoff lagert sich an den Stellen der Hornhaut an, an denen diese nicht mehr intakt ist. Mit Hilfe des Blaufilters der Handspaltlampe können diese Stellen sichtbar gemacht und genauer untersucht werden. Auf diese Weise konnten Hornhautläsionen genau lokalisiert und deren Ausmaß beurteilt werden.

Bei ausgedehnten oder sehr seltenen Veränderungen des Augenhintergrundes wurde die Funduskamera Genesis Kowa Handheld (Eickemeyer, Tuttlingen, Deutschland) verwendet, mit deren Hilfe Aufnahmen des Augenhintergrundes angefertigt werden können.

3.2.3 Material für die Ultraschalluntersuchung

Neben dem Ultraschallgerät und dem Schallkopf waren für die Durchführung der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung verschiedene Verbrauchsmaterialien, insbesondere zur Vor- und Nachbereitung der Probanden, nötig.

Bei dem für diese Arbeit verwendeten Ultraschallgerät handelt es sich um das, für die Humanmedizin entwickelte, Voluson i der Firma GE (General Electrics) Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH (Solingen, Deutschland). Durch sein Laptopformat und der Unabhängigkeit von einer externen Stromzufuhr war das Gerät nicht nur an der Klinik, sondern auch vor Ort in Auffangstationen, im zoologischen Garten und auf der Straußenfarm einsetzbar.

Die digital erstellten Bilder kommen durch spezielle Bildverarbeitungstechnologien wie CRI (Compound Resolution Imaging) und SRI2 (Speckle Reduction Imaging) zustande. Diese Bilder werden auf einem hochauflösenden Farbmonitor dargestellt, der in der Lage ist bei maximal 1024 Bildzeilen 256 verschiedene Graustufen darzustellen.

Untersuchungen im 2D -, M -, CFM -, PW -, Farbdoppler - und Volumenmodus (3D/4D) sind möglich. Bei den Bildeinstellungen können unter anderem Gain (- 15 bis +15dB in 1dB - Stufen), Tiefenausgleich (TGC), Frequenzbereich (low, normal, resolv), Dynamik (12 Stufen) und Enhancement (6 Stufen) näher festgelegt werden. Somit verfügt das Gerät über alle gängigen Funktionen des Preprocessing.

Eine -0,8 bis +3,4fache Zoomfunktion existiert ebenfalls. Es können drei verschiedene Foci festgelegt werden. Des Weiteren ist die Wahl zwischen neun unterschiedlichen Eindringtiefen möglich. Im Rahmen der Dopplerfunktion besteht die Möglichkeit, die Pulsrepetitionfrequenz (PRF; 100 Hz bis 11 kHz) genauer zu bestimmen.

In der vorliegenden Arbeit lag der Schwerpunkt der Untersuchungen auf der dreidimensionalen Ultraschalldarstellung. Das Voluson i verfügt über diesen 3D - Volumenmodus und ist dadurch in der Lage, ein Gewebevolumen zu scannen und durch Berechnung aus den entstandenen 2D - Bildern das Objekt dreidimensional darzustellen. Erscheinen diese drei Ebenen zusätzlich auf dem Bildschirm in Echtzeitanzeige, handelt es sich um die Einstellung 4D.

Die aufgenommenen Bilder können mit Hilfe verschiedener Modi unterschiedlich auf dem Bildschirm dargestellt werden. Folgende Visualisierungsmodi stehen zur Auswahl: Dreidimensionaler Modus, Schnittebenenmodus, Nischenmodus, tomografische Ultraschallbildgebung und Volumenmessung. Es besteht die Möglichkeit der vollständigen oder nur teilweisen Anzeige der Bilddatenparameter sowie der exakten Anpassung verschiedener Einstellungen wie Kontrast, Helligkeit und nachfolgender Vergrößerung der aufgenommenen Bilddaten mittels Zoomfunktion.

Des Weiteren können der Untersuchungsbereich für die 3D - Berechnung, der Volumen - Schwenkwinkel und die Qualität der späteren Bilddaten genau festgelegt werden.

Bilddarstellungen sind sowohl in verschiedenen Oberflächen - als auch Transparentmodi möglich. Die berechneten dreidimensionalen Bilder können zusätzlich mit dem Software-Programm MagiCut elektronisch bearbeitet und so Artefakte ausgeschnitten werden. Die Funktion 3D - Cine - Drehung ermöglicht einen Gesamtüberblick des ausgewählten dreidimensionalen Bildes.

Die gewonnenen und bearbeiteten Daten werden auf dem Gerät selbst gespeichert. Über eine USB - Schnittstelle können diese Daten zusätzlich auf externen Medien, wie Festplatten oder DVDs, gespeichert werden.



Abbildung 8: Ultraschallgerät Voluson i (Firma GE Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen, Deutschland)

Als Schallkopf kam die Small Parts 4 - D Linearsonde RSP 6 – 16 - RS der Firma GE Healthcare zur Anwendung. Die Sonde verfügt über 192 integrierte piezoelektrische Elemente, wodurch eine besonders feine artefaktfreie Darstellung ermöglicht wird.

Es kann zwischen Frequenzen von 5,6 – 18,4 MHz gewählt werden, wobei für die Untersuchungen am Vogelaug im Rahmen dieser Arbeit der höchste Frequenzbereich ausgewählt wurde. Die Eindringtiefe in diesem Frequenzbereich liegt bei etwa 37,4 mm bei einer Scanbreite von 38 mm. Die Auflagefläche der Sonde beträgt 52 x 52 mm bei einem Gewicht von 376 g.

In der Humanmedizin findet diese Linearsonde insbesondere in der embryonalen Frühdiagnostik Verwendung; weitere Einsatzgebiete sind Untersuchungen am Auge oder des vaskulären Systems.

Der Schallkopf verfügt über eine markierte Seitenfläche, die stets auf der linken Seite des Monitors abgebildet wird. Dies dient der besseren Orientierung im Ultraschallbild.



Abbildung 9: Linearsonde RSP 6 – 16 - RS (Firma GE Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen, Deutschland)

Während der Ultraschalluntersuchung sowie zur Vor- und Nachbereitung der Probanden kam folgendes Verbrauchsmaterial zum Einsatz: Lokalanästhetikum, Ultraschallgel, Handtücher, Desinfektionstücher, physiologische Kochsalzlösung, Vitamin – A - haltige Augensalbe sowie Einmal - Papiertücher.

Mit Hilfe des Lokalanästhetikums Oxybuprocainhydrochlorid (Conjuncain®, 0,4 %, Fa. Dr. Mann Pharma und Bausch & Lomb GmbH, Berlin, Deutschland) wurde die Hornhaut unmittelbar vor dem Aufsetzen des Schallkopfes anästhesiert.

Als Ultraschallgel kam das Produkt Servoson der Firma Servoprax® GmbH (Wesel, Deutschland) zum Einsatz. Es diente nicht nur zur Ankoppelung an das Auge, sondern vielmehr als Vorlaufstrecke, um eine Kompression der Hornhaut und eine dadurch bedingte Schädigung zu vermeiden. Aus diesen Gründen wurde eine relativ große Menge an Ultraschallgel verbraucht. Das Gel ist speziell für die Anwendung am Auge geeignet und wirkt bakterizid.

Um während der Ultraschalluntersuchung Abwehrbewegungen der Probanden und dadurch bedingte Stresszustände vermeiden zu können, mussten die Tiere fixiert werden. Dies geschah bei einem Großteil der Vögel, indem der Körper der Vögel mit anliegenden Flügeln in ein Handtuch eingewickelt wurde, so dass nur der Kopf frei zugänglich für die Ultraschalluntersuchung war. Es wurde stets darauf geachtet, dass die Atmung des Patienten nicht eingeschränkt wurde. Für jeden Probanden wurde ein frisch gewaschenes Handtuch verwendet.

Spezielle Desinfektionstücher (Cleanisept Wipes®, Dr. Schumacher GmbH, Malsfeld, Deutschland) wurden verwendet, um die optimale Reinigung der Linearsonde nach jeder Ultraschalluntersuchung zu gewährleisten. So konnte das Ultraschallgel rückstandslos entfernt werden.

Die untersuchten Augen wurden mit Hilfe körperwarmer physiologischer Kochsalzlösung gründlich gespült, um Reste des Ultraschallgels zu entfernen. Das umliegende Gefieder wurde ebenfalls gereinigt, um spätere Verklebungen zu vermeiden. Dies erfolgte durch vorsichtiges Entfernen der Gelreste mittels Einmal - Papiertüchern.

Vor dem Zurücksetzen der Vögel in ihre jeweilige Unterbringung wurden die untersuchten Augen mit einer Vitamin – A - haltigen Augensalbe gepflegt, um eventuellen Reizungen bedingt durch den möglichen direkten Kontakt des Schallkopfes mit der Hornhaut entgegenzuwirken. Hierbei kam die Salbe Regepithel® der Firma Alcon Pharma GmbH (Freiburg, Deutschland) zur Anwendung.

3.2.4 Material für die postmortale Dokumentation

Um die Ergebnisse der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung auf ihre Richtigkeit hin überprüfen zu können, wurden die Augen der euthanasierten oder verstorbenen Vögel entnommen, kalottiert, fotografiert und anschließend vergrößert am Computer dargestellt und beurteilt. Zwischen dem Zeitpunkt der Entnahme bis zur Kalottierung wurden die Augen in 10%igem Formalin fixiert und aufbewahrt.

Folgende Geräte waren für die sich unmittelbar an die Kalottierung anschließende Dokumentation wichtig: Digitalkamera, Blitze und Stativ für die Kamera.

Bei der verwendeten Digitalkamera handelt es sich um eine Nikon 80 D (Tokio, Japan), die in Verbindung mit dem Makroobjektiv Nikon AF - S Micro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED (Fa. Nikon, Tokio, Japan) verwendet wurde.

Um eine optimale Ausleuchtung der Bulbi gewährleisten zu können, waren zwei Blitze erforderlich (Novoflex Makroblitz bzw. Novoflex Makroblitz Servo, Memmingen, Deutschland), die auf beweglichen Armen angebracht wurden. Diese Arme waren mit dem Stativ, auf welchem sich die Kamera befand, verbunden. Beim Auslösen der Kamera wurde gleichzeitig der erste Blitz automatisch mitausgelöst. Der zweite Blitz reagierte mittels eines Lichtsensors auf den ersten Blitz, so dass dieser unmittelbar nach Aufleuchten des ersten Blitzes ausgelöst wurde.

Der Bulbus wurde in eine Kugel gelegt, die aus Knetmasse geformt war und eine kleine Vertiefung für den Bulbus enthielt. Anschließend wurde jedes Auge am Computer freigestellt, damit ein einheitlicher Hintergrund gewährleistet werden konnte.

3.3 Untersuchungsmethodik

3.3.1 Die klinische Untersuchung

Alle Patienten an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische wurden nach ihrem Eintreffen zunächst einer gründlichen Allgemeinuntersuchung unterzogen. Diese setzt sich aus Anamnese, Adspektion und physischer Untersuchung zusammen und umfasst im Einzelnen folgende Punkte:

1. Anamnese

- Signalement
(Rasse, Alter, Geschlecht, Verwendungszweck, Kennzeichnung)
- Hintergrundinformation
(Bestandsgröße, Haltungsart, Dauer der Erkrankung, Krankheitsanzeichen, Anzahl der erkrankten Tiere)

2. Adspektion

- Allgemeinbefinden
- Verhalten
- Gefiederzustand
- Körperhaltung
- Federkleid
- Sehvermögen
- Hautoberfläche und Hautanhangsgebilde
- Körperöffnungen

- Atemtätigkeit
- Körperrausscheidungen

3. Physische Untersuchung

- Ernährungszustand
- Federkleid
- Haut und Hautanhangsgebilde
- Hydratationszustand
- Auge
- Ohr
- Nase und Nasennebenhöhlen
- Schnabelhöhle
- Kropf
- Atmung
- Palpation des Abdomens
- Kloake

Bei Wildvögeln war die Aufnahme eines ausführlichen Vorberichts meist nicht möglich und beschränkte sich auf die Fundumstände des jeweiligen Patienten; dabei blieb meist unbekannt, wie lange der Vogel bereits schon Krankheitsanzeichen zeigte.

An der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische wurde während der klinischen Untersuchung bei jedem Vogel routinemäßig ein Kropfabstrich entnommen und unverzüglich unter dem Mikroskop beurteilt.

Bestand eine entsprechende Indikation, wurden anschließend an die Allgemeinuntersuchung röntgenologische oder labordiagnostische Untersuchungen (Hämatokrit, Differentialblutbild, Organwerte, Blei, Zink) durchgeführt.

Die erforderlichen Untersuchungen wurden so stressfrei und kurz wie möglich gehalten, indem alle erforderlichen Vorbereitungen bereits vor dem Handling des Patienten erfolgten. Röntgenuntersuchungen wurden in der Regel unter Allgemeinanästhesie durchgeführt.

Bei den Vögeln, die sich zum Zeitpunkt der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung in Auffangstationen, dem zoologischen Garten oder der Straußenfarm befanden, war die Allgemeinuntersuchung in den meisten Fällen bereits durch die jeweilige Einrichtung durchgeführt worden, so dass in der Regel auf eine weitere Allgemeinuntersuchung durch die Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische verzichtet werden konnte.

3.3.2 Die ophthalmologische Untersuchung

Die ophthalmologische Untersuchung erfolgte in Anlehnung an KORBEL et al. (2001). Sie wurde stets in einem abgedunkelten Raum durchgeführt, um eventuelle Veränderungen optimal erkennen und beurteilen zu können. Als positiver Nebeneffekt bewirkte das gedämpfte Licht eine optische Ruhigstellung des in der Regel wachen Patienten, wodurch der Stress für das Tier sehr gering gehalten werden konnte.

Zunächst fanden eine genaue Adspektion beider Augen im Vergleich und eine Betrachtung der Augenumgebung statt. Dabei wurde unter anderem auf Verletzungen, Asymmetrien, Form - und Größenveränderungen der Bulbi, Augenausfluss oder periokularen Federverlust geachtet.

Insbesondere bei Traumaverdacht wurde im Rahmen der Augenuntersuchung eine Adspektion der Ohröffnung durchgeführt, da dadurch Teile der äußeren Fundusperipherie eingesehen werden konnten. Auf diese Weise waren bei Eulenvögeln die lateral und posterior gelegenen Bulbusabschnitte beurteilbar. Blutungen in der Ohröffnung erhärteten den Verdacht auf eine Fundusläsion. Mit Hilfe der Drohreaktion wurde das Vorhandensein der Sehkraft überprüft.

Das vordere Augensegment wurde unter Zuhilfenahme eines Diaskleralkegels mit einer punktförmigen Lichtquelle untersucht.

Zunächst erfolgte die Beurteilung der Transparenz im auffallenden frontalen Licht; auf diese Weise konnten Trübungen der Hornhaut bzw. Linse und Veränderungen der Iris wie Kolobom oder Iriszysten erkannt werden.

Es gliederten sich Untersuchungen im auffallenden seitlichen und schwingenden Licht an, um die einzelnen Strukturen des vorderen Augensegmentes optimal erkennen und evaluieren zu können.

Im seitlich durchfallenden Licht konnten die Tiefe der Vorderkammer abgeschätzt und pathologische Inhalte wie Hyphaema oder Hypopyon festgestellt werden.

Die Verwendung der Spaltlampe ermöglichte die Darstellung von Strukturen des vorderen Augenabschnitts mit einer 10 - bzw. 16 - fachen Vergrößerung. Das Auge wurde auf das Vorhandensein der drei Purkinje – Sansonschen - Spiegelbildchen überprüft; durch diese Untersuchung ergaben sich Hinweise auf eine fehlende Linse, Linsenluxationen, Trübungen oder Fremdkörper.

Um eine Aussage über das hintere Augensegment treffen zu können, wurde dieses bei den Patienten der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische mithilfe der direkten monokularen sowie zusätzlich der indirekten binokularen Ophthalmoskopie untersucht. Bei den Tieren in den Auffangstationen, dem zoologischen Garten und der Straußenfarm musste

aus Gründen der mangelnden praktischen Durchführbarkeit auf die indirekte binokulare Ophthalmoskopie verzichtet werden. Die Beurteilung des Augenhintergrundes war nur bei einem ungetrübten dioptrischen Apparat möglich.

Die direkte monokulare Ophthalmoskopie erfolgte mittels Diaskleralkegel ohne weitere Hilfsmittel zwischen Vogel - und Untersucherauge. Die Beurteilung des Augenhintergrundes beschränkte sich hierbei auf den Augenfächer und dessen unmittelbare Umgebung, da durch die 5 - 7fache Vergrößerung nur ein kleiner Abschnitt des Augenhintergrundes einsehbar war.

Bei der indirekten binokularen Untersuchung des Augenhintergrundes war neben einem Kopfbandophthalmoskop eine Ophthalmoskopierlupe erforderlich, die zwischen dem Auge des Betrachters und dem Auge des Patienten positioniert wurde. Das Bild stellte sich im Gegensatz zur direkten Ophthalmoskopie seitenverkehrt und auf dem Kopf stehend dar. Es war nicht nur der Pecten oculi selbst und seine direkte Umgebung darstellbar, sondern auch die peripheren Fundusabschnitte konnten auf diese Weise genau eingesehen werden.

Bei beiden Untersuchungstechniken wurde auf Blutungen, Fibrinansammlungen, Trübungen des Glaskörpers, Retinopathien und morphologische Veränderungen des Pecten geachtet.

Da bei Vogelaugen aufgrund der quergestreiften Muskulatur gewöhnliche Mydriatika wirkungslos bleiben, wurde bei den Patienten, die im Rahmen der klinischen Untersuchung einer röntgenologischen Untersuchung unterzogen wurden, die durch die Allgemeinanästhesie induzierte Mydriasis für die Ophthalmoskopie genutzt. In einigen Fällen konnte daher die konventionelle, hier beschriebene Reihenfolge der ophthalmologischen Untersuchung nicht eingehalten werden. Die Untersuchung des Augenhintergrundes erfolgte dann vor der Beurteilung des vorderen Augensegmentes.

Bei Patienten, bei denen sich hieraus Hinweise auf schwerwiegende Veränderungen des Augenhintergrundes ergaben, wurde eine Parazentese mit Applikation einer 3%igen d – Tubocurarin - Lösung durchgeführt, da die durch Allgemeinanästhesie induzierte Mydriasis nicht langanhaltend ist und dadurch nur ein kurzer Einblick in das hintere Augensegment gewährleistet wird. Bei diesen Patienten konnten folglich die Veränderungen genauer evaluiert werden.

Bei Eulenvögeln konnte in den meisten Fällen die physiologisch vorkommende Schreckmydriasis genutzt und so die konventionelle Reihenfolge der ophthalmologischen Untersuchung eingehalten werden.

Fanden die Untersuchungen außerhalb der Klinik statt, stand kein Narkosegerät zur Verfügung, so dass eine Beurteilung des Augenhintergrundes ohne Mydriasis in Kauf genommen werden musste.

Ergaben sich bei dem beschriebenen Untersuchungsablauf Hinweise auf einen veränderten Augeninnendruck oder Verletzungen der Hornhaut, wurden zusätzlich eine Tonometrie bzw. ein Fluoreszein - Test durchgeführt.

Die Tonometrie wurde zu Vergleichszwecken nicht nur am betroffenen, sondern jeweils auch am gesunden Auge durchgeführt. Es erfolgten jeweils drei Messungen, deren Mittelwert mit den Referenzwerten für die entsprechende Vogelart verglichen wurde.

Beim Fluoreszein - Test wurde jeweils ein Tropfen der Lösung in jedes Auge eingebracht. Nach 20 bis 30 Sekunden wurde das Auge mit steriler physiologischer Kochsalzlösung ausgespült, damit überschüssiger Farbstoff entfernt werden konnte. Mittels Spaltlampe und Blaufilter wurde das Auge auf Korneadefekte hin untersucht. Bei Verletzungen der Hornhaut lagerte sich der Farbstoff an und konnte durch Spülen des Auges nicht entfernt werden.

Bei umfassenden und schwerwiegenden Veränderungen des Augenhintergrundes wurden mit Hilfe einer Funduskamera sowohl Fotografien als auch Videosequenzen angefertigt.

3.3.3 Die sonographische Untersuchung

Die sonographische Untersuchung bestand aus Vor - und Nachbereitung des Probanden, der zweidimensionalen sonographischen Untersuchung inklusive dopplersonographischer Untersuchung, der dreidimensionalen Datengewinnung und der Bearbeitung des dreidimensionalen Datensatzes.

Vorbereitung und Fixation des Probanden

Vor Beginn der sonographischen Untersuchung wurde darauf geachtet, dass der Zustand der Probanden ausreichend stabil für die Durchführung dieser war. Dies wurde anhand der klinisch erhobenen Befunde und des aktuellen Allgemeinbefindens überprüft.

Lag ein reduziertes Allgemeinbefinden bei Vögeln mit insgesamt günstiger Prognose vor, wurden entsprechende Therapiemaßnahmen eingeleitet und die Stabilisierung der Patienten abgewartet, bevor die Tiere der Ultraschalluntersuchung unterzogen wurden.

Handelte es sich um sehr stressanfällige Tiere, erfolgte sowohl die klinische als auch die dreidimensionale sonographische Augenuntersuchung unter Inhalationsnarkose mittels Isofluran (IsoFlo®, Firma Albrecht GmbH, Aulendorf, Deutschland) mit dem Ziel, den Stress für das Tier so gering wie möglich zu halten. Diese Maßnahme war nur in sehr wenigen Ausnahmefällen erforderlich. Die meisten Vögel, die im Laufe dieser Arbeit untersucht wurden, waren zum Zeitpunkt der sonographischen Untersuchung wach.

Lag die ophthalmologische Untersuchung bereits längere Zeit zurück, wurde diese unmittelbar vor Beginn der sonographischen Untersuchung erneut durchgeführt.

Die meisten der zu untersuchenden Vogelspezies wurden in ein ausreichend großes Handtuch gewickelt, so dass der gesamte Körper mit Ausnahme des Kopfes abgedeckt und die Flügel eng am Körper anliegend fixiert waren. Anschließend wurden die Probanden in aufrechter Position zwischen den Oberschenkeln des Untersuchers positioniert. Bei ausgewachsenen Uhus war dies aufgrund ihrer Größe und aus Sicherheitsgründen für den Untersucher nicht möglich, so dass beide im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Uhus von einer zweiten Person fixiert wurden. Der Kopf wurde jeweils vom Untersucher selbst im Kappengriff fixiert. Gänse wurden zwar in ein Handtuch entsprechender Größe eingewickelt, um Abwehrbewegungen mit den Flügeln zu vermeiden; befanden sich während der Ultraschalluntersuchung jedoch sitzend auf einer Unterlage. Auch hier wurde der Kopf durch den Untersucher selbst im Kappengriff gehalten. Strauße wurden in stehender Position untersucht, eine zweite Person fixierte den Körper des Patienten. Kleine Vögel wie Rauschschwalben oder Buchfinken konnten direkt in ein Handtuch gewickelt in der Hand gehalten werden; gleichzeitig wurde der Kopf dieser Tiere fixiert. Es wurde stets auf eine aufrechte Positionierung geachtet.

Bei allen Probanden wurde eine Oberflächenanästhesie der Kornea mittels eines Tropfens Oxybuprocainhydrochlorid (Conjuncain®, 0,4 %) durchgeführt, welches eine Minute nach Applikation in das Auge bis zum Wirkungseintritt benötigt. Diese Zeit wurde stets abgewartet, bevor mit der sonographischen Untersuchung begonnen wurde.

Währenddessen wurden folgende Patientendaten in das Ultraschallsystem eingegeben: Stationsnummer des Probanden, Vogelart, soweit vorhanden Alter und Geschlecht des Patienten. Datum und Uhrzeit zeigte das Gerät automatisch an. Links unten auf dem Monitor wurde eingetragen, um welches Auge und welche Untersuchungsebene es sich handelte.

Zweidimensionale sonographische Untersuchung

Bevor der eigentliche dreidimensionale Datensatz erstellt wurde, fand eine Untersuchung mittels zweidimensionaler Sonographie statt. Hierfür wurde das konventionelle B - Bild verwendet. So konnten zum einen die Einstellungen des Ultraschallgerätes an den jeweiligen Probanden angepasst werden, was ausschlaggebend für die Qualität des dreidimensionalen Bildes war; zum anderen war ein erster Überblick über die physiologischen Strukturen und sowohl über das Ausmaß als auch die Lokalisation der pathologischen Veränderungen möglich.

Vor dem Aufsetzen des Schallkopfes auf das Auge wurde dieser mit ausreichend Ultraschallgel bedeckt, um eine optimale Ankoppelung zu gewährleisten. Außerdem sollte

dadurch eine Komprimierung der vorderen Augenkammer und mögliche Verletzung der Kornea durch direkten Kontakt mit dem Schallkopf vermieden werden.

Die sonographischen Datensätze im Rahmen dieser Arbeit wurden von zwei verschiedenen Untersuchern erstellt. Bei dem einen Untersucher handelte es sich um einen Linkshänder, bei dem anderen um einen Rechtshänder. Es war daher abhängig vom jeweiligen Untersucher, welches Auge zuerst geschallt wurde.

Führte der Rechtshänder die Untersuchung durch, wurde stets mit der Ultraschalluntersuchung des rechten Auges begonnen. Der Vogel wurde dabei so zwischen den Oberschenkeln des Untersuchers fixiert, dass er in Richtung des Ultraschallgerätes und vom Untersucher weg blickte. Auf diese Weise war die Schallkopfführung mit der rechten Hand möglich. Die linke Hand wurde zur Fixierung des Kopfes im Kappengriff und zur Regulierung der Geräteeinstellungen benötigt. Zur Durchführung der Ultraschalluntersuchung des linken Auges mit der rechten Hand wurde der Proband um 180° gedreht, so dass dieser nun zum Untersucher hin blickte. Die Fixierung des Kopfes war weiterhin mit der linken Hand möglich. Der Untersuchungsgang wurde entsprechend umgekehrt, wenn der Linkshänder die Untersuchung durchführte, das heißt in diesem Fall wurde mit der Sonographie des linken Auges begonnen.

Im B-Mode wurden die Einstellungen des Ultraschallgerätes vorgenommen, um eine Anpassung an die individuellen Eigenschaften des jeweiligen Probanden zu erzielen und eine optimale Qualität für den späteren dreidimensionalen Datensatz zu gewährleisten.

Die Qualität wurde im Untermenü stets hoch eingestellt. Auf diese Weise kam eine höhere Bildauflösung bei niedrigerer Bildwiederholungsrate zustande.

Die Frequenz wurde unabhängig vom Probanden stets gleich eingestellt. Es wurde die höchstmögliche Frequenz des Schallkopfes („resol“) gewählt, was eine hohe Auflösung und niedrige Eindringtiefe zur Folge hatte.

Es wurde darauf geachtet, dass die Augenbinnenstrukturen einschließlich Bulbus, Orbita und extraokularer Muskulatur in ihrer Gesamtheit darstellbar waren und dass diese den Monitor fast vollständig ausfüllten. Dies erfolgte über die Funktionen „Eindringtiefe“ und „Zoom“. Der Fokus wurde auf Höhe der interessierenden Region verschoben.

Bei der Wahl der Gesamtverstärkung (Gain) wurde zunächst darauf geachtet, dass sich die einzelnen Augenstrukturen deutlich darstellten und leicht voneinander abgrenzbar waren. Dies war meist in Minusbereichen des Gain möglich (- 8 bis - 12). Anschließend wurde die Gesamtverstärkung erhöht, um geringe pathologische Veränderungen nicht zu übersehen. Vor allem kleinere Blutungen oder Fibrinansammlungen konnten in geringeren Gain - Bereichen nicht dargestellt werden.

Mit Hilfe der TGC - Schieberegler konnte die Helligkeit in der Tiefe gezielt angepasst werden. Dies war insbesondere von Bedeutung, wenn eine gleichzeitige Darstellung der vorderen und der hinteren Linsenkapsel ansonsten nicht möglich war.

Für die gesamte Darstellung des Auges standen die axialen Ebenen zur Verfügung, für die detaillierte Untersuchung des Augenfächers mittels Farbdoppler wurde die transversale bzw. in Einzelfällen die longitudinale Ebene gewählt. Abhängig von der Lokalisation der pathologischen Veränderung im betroffenen Auge erfolgte die sonographische Untersuchung in der axialen vertikalen oder der transversalen Ebene. Betraf die Augenveränderung mehrere Strukturen wurden beide Untersuchungsebenen an einem Auge durchgeführt. Bei einigen Probanden wurde der Untersuchungsgang um eine zusätzliche axiale horizontale bzw. longitudinale Ebene erweitert. Dies war im Normalfall nicht nötig, da im späteren dreidimensionalen Datensatz diese Ebenen automatisch berechnet wurden. Anhand dieser ausgewählten Probanden sollte jedoch die Rechenleistung und Leistungsfähigkeit der dreidimensionalen Bilddarstellung überprüft werden.

Bei Aufnahme der axialen vertikalen Schnittebene befand sich die Markierung der Ultraschallsonde dorsal (Abb. 10), was einem Longitudinalschnitt durch das Auge von dorsal nach ventral entsprach. Es wurde darauf geachtet, dass sich die Strukturen des Auges auf einer Linie befanden und das Bild somit gerade war. Dies wurde durch senkrechtes Aufsetzen des Schallkopfes auf das Auge erreicht.



Abbildung 10: Positionierung der Sonde in der axialen vertikalen Untersuchungsebene (Markierung dorsal); Fixation des Patienten im Kappengriff; Darstellung ohne Ultraschallgel als Vorlaufstrecke

War eine axiale horizontale Aufnahme nötig, zeigte die Markierung der Sonde nasal. Entsprechend entstand ein longitudinaler Schnitt von nasal nach temporal durch das Auge. Auch hier wurde auf eine gerade Darstellung der Augeninnenstrukturen geachtet.

Die transversale Ebene und in Ausnahmefällen auch die longitudinale Ebene standen für die Untersuchung des Pecten zur Verfügung. Ausgangspunkt für ein transversales Bild war die horizontale Schnittebene. Der Schallkopf wurde aus dieser heraus leicht nach dorsal gedreht und zusätzlich nach temporal angewinkelt, so dass die Augenstrukturen schräg getroffen wurden. Der Augenfächer sollte sich als schmale, echoreiche Struktur im 90° Grad - Winkel zur hinteren Augenwand darstellen. Bei der longitudinalen Ebene erfolgte die Drehung des Schallkopfes aus der horizontalen Ebene heraus nach ventral, wobei eine zusätzliche Anwinkelung nach temporal durchgeführt wurde. Normalerweise wurde diese Ebene durch die Rechenleistung des Ultraschallgerätes im späteren dreidimensionalen Modus auf den Bildschirm projiziert.

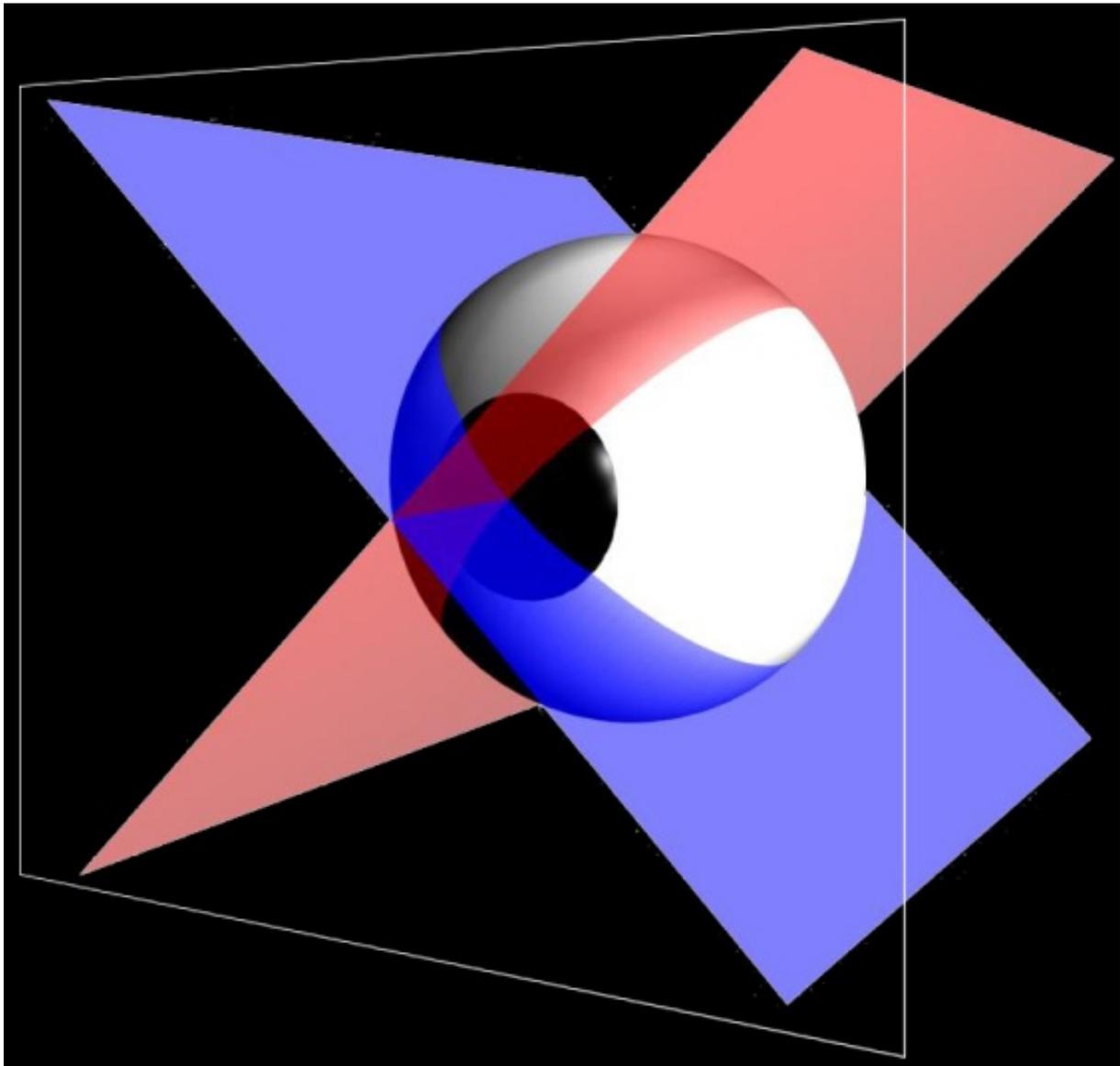


Abbildung 11: Schematische Darstellung der Untersuchungsebenen zur Darstellung des Pecten oculi, **Rote Fläche:** transversale Schnittebene, **Blaue Fläche:** longitudinale Schnittebene

Die dopplersonographische Untersuchung des Augenfächers fand routinemäßig in der transversalen, in Ausnahmefällen zusätzlich in der longitudinalen Ebene statt. Der Blutfluss erfolgte nur dann parallel zu den Schallwellen, wenn der Augenfächer senkrecht in den Glaskörper ragte und damit im 90° Grad - Winkel zur hinteren Augenwand stand. Anschließend konnte die Taste „CFM - Doppler“ betätigt werden. Es erschien ein Untersuchungsfenster, welches so über den Augenfächer gelegt wurde, dass es gleichmäßig zu allen Seiten hin ausreichend weit über den Pecten hinausging. Bei den Einstellungen wurde auf einen kontinuierlichen Blutstrom geachtet, so dass sich der Blutfluss rot bzw. blau darstellte. Farbnuancen im Bereich zwischen diesen beiden Farben hätten auf Verwirbelungen hingedeutet.

Dreidimensionale Datengewinnung

Damit die dreidimensionale Datengewinnung möglich war, musste die Volumenmodus - funktion mittels der Steuertaste „4D“ aktiviert werden. Es erschien ein Volumenkästchen, dessen Größe so angepasst wurde, dass es die Augenstrukturen vollständig umfasste. Dieses Kästchen legte den Untersuchungsbereich ROI (Region of Interest) fest. Im dreidimensionalen Datensatz war nur noch dieser ausgewählte Untersuchungsbereich sichtbar.

Die Qualität wurde auf „maximal“ gestellt, so dass es zu einer langen Aufnahmedauer, aber hohen Scandichte kam. Während dieser Aufnahmezeit musste die Ultraschallsonde absolut ruhig gehalten werden. Bei sehr wehrhaften und unruhigen Tieren musste die Datenakquisition teilweise wiederholt werden, um einen artefaktfreien dreidimensionalen Datensatz zu erhalten.

Es wurde ein Winkel von 20 - 25° Grad ausgewählt, um die Erfassung des gesamten Bulbus innerhalb einer Datenerhebung zu gewährleisten. Der Winkel für die Farbdoppler - Untersuchung betrug in der Regel 10°.

Für die dreidimensionale Datengewinnung war eine Hilfsperson erforderlich, welche die Einstellung des Volumenkästchens vornahm und den Auslöseknopf für die dreidimensionale Datenakquisition betätigte. Die Gerätebedienung war im Gegensatz zur zweidimensionalen Sonographie nicht durch den Untersucher selbst möglich, da ansonsten die vollkommen ruhige Positionierung des Schallkopfes auf dem Auge während der Datenakquisition nicht mehr möglich gewesen wäre.

Die Ultraschallsonde war in der Lage, den Volumenscan automatisch durchzuführen, indem innerhalb des Schallkopfes eine Kippbewegung der piezoelektrischen Elemente entsprechend des eingestellten Scanwinkels durchgeführt wurde. Abhängig von der Größe des Volumenkästchens, dem eingestellten Winkel und der gewählten Qualität dauerte die Erfassung des dreidimensionalen Datensatzes zwischen sieben und zwölf Sekunden. Bei einem Winkel von 20° wurden in dieser Zeit 211 zweidimensionale Einzelbilder erfasst, bei einem Winkel von 10° für die Farbdoppler - Untersuchung entsprechend die Hälfte der Bilder. Der Abstand der Einzelschnitte zueinander betrug durchschnittlich 155 µm. Während der Datenakquisition fand durch das Ultraschallgerät ein Berechnungsprozess statt, bei dem zwei weitere zweidimensionale Ebenen aus der aufgenommenen Ebene und schließlich das dreidimensionale Bild erstellt wurde.

In der transversalen bzw. longitudinalen Ebene erfolgten die dreidimensionalen Untersuchungen ausschließlich unter Verwendung des CFM - Dopplers. Das Kästchen für die Einstellung des Bereiches des Farbdopplers stellte gleichzeitig das Volumenkästchen für die dreidimensionale Datenakquisition dar.

Nach Durchführung der Datenakquisition erschien ein Quadranten - Bildschirm auf dem Monitor (Abb. 12). Dieser bestand aus drei orthogonalen Achsen, die im 90° Grad - Winkel aufeinander standen und eine gemeinsame Schnittstelle aufwiesen. Zur besseren Orientierung befand sich an dieser Schnittstelle der drei Ebenen jeweils eine Markierung in Form eines Punktes und eines hellblauen Pfeiles in den vier Quadranten auf dem Monitor. Der Bildpunkt stellte sich in jeder Ebene in einer jeweils anderen Farbe dar (gelb, rot, blau). Links oben (A) wurde stets die Scanebene als zweidimensionales Bild angezeigt. Der Quadrant rechts oben (B) entsprach bei axialer vertikaler Schnittebene dem axialen horizontalen Scan und bei transversaler Schnittebene dem longitudinalen Scan. Der Quadrant links unten (C) stellte die Aufsicht auf das Auge dar. Die beiden letzteren zweidimensionalen Quadranten wurden durch das Ultraschallgerät aus der Scanebene berechnet. Das dreidimensionale Bild erschien im vierten Quadranten rechts unten und setzte sich durch Berechnung aus den Datensätzen der drei zweidimensionalen Quadranten zusammen. Die Datensätze innerhalb der Quadranten waren auf dem Monitor so ausgerichtet, dass sich die Kornea immer oben und die hintere Augenhaut immer unten im Bild darstellten.

Bearbeitung des dreidimensionalen Datensatzes

Die Bearbeitung des dreidimensionalen Datensatzes konnte ausschließlich am Ultraschallsystem in unmittelbarem Anschluss an die dreidimensionale Datenakquisition erfolgen. Als erster Schritt wurden im Untermenü die erweiterten Bilddaten sichtbar gemacht, um auch bei späterer Durchsicht der Datensätze einen Überblick über die vorgenommenen Einstellungen zu behalten.

Zunächst wurde der Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“ ausgewählt, bei dem die drei zweidimensionalen Ebenen durchgefächert und genauestens auf Veränderungen hin untersucht werden konnten. Von jeder einzelnen Ebene waren Ansichten im Vollbildmodus möglich. In jeder Ebene wurden mehrere zweidimensionale Einzelbilder gespeichert, um sie mit den dreidimensionalen Bildern vergleichen zu können.

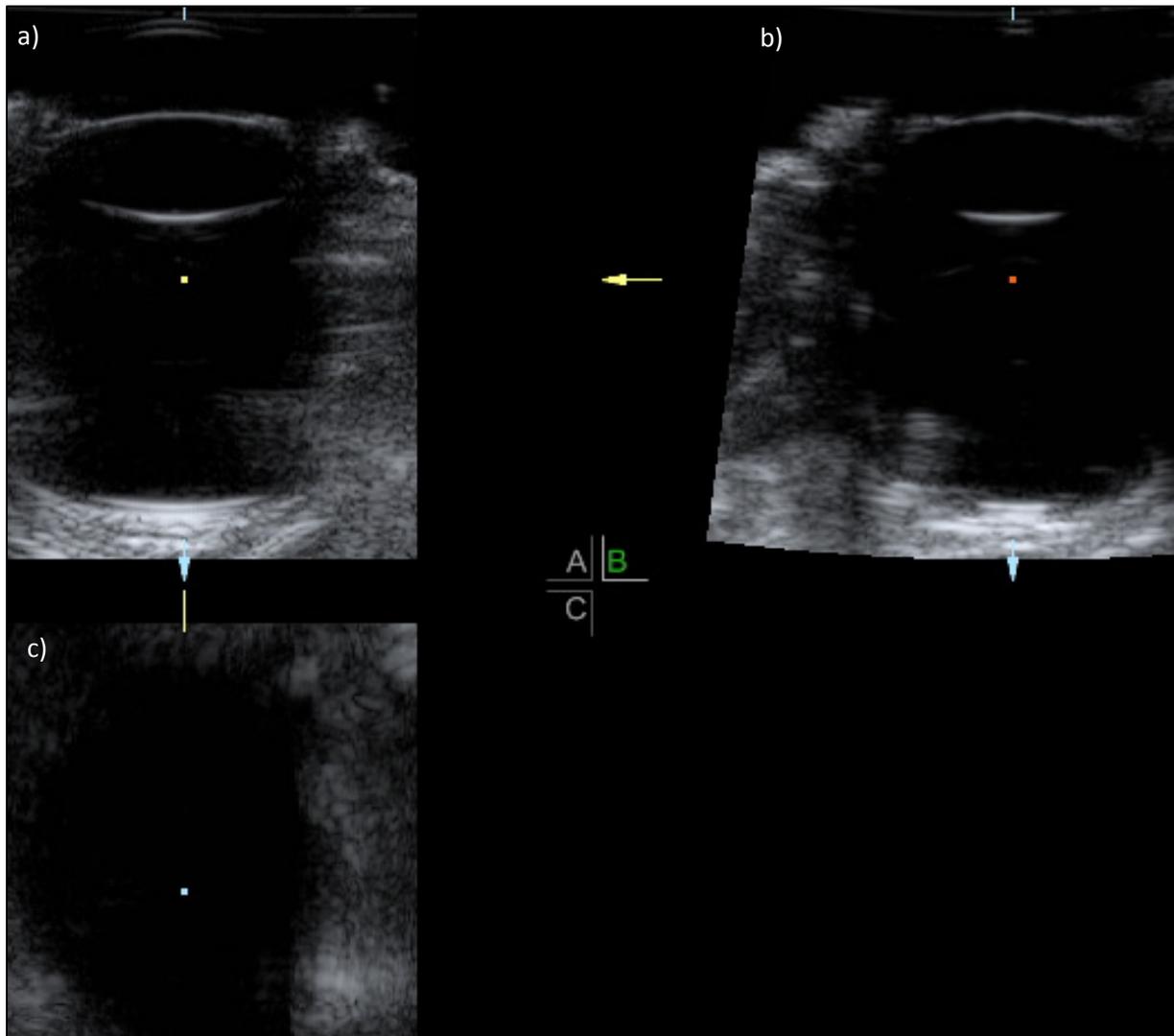


Abbildung 12: Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Vierquadrantenbildschirm; OS eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); Bildpunkt und Pfeil: Markierung der Schnittstelle der drei orthogonalen Schnittebenen

Anschließend wurde in den Visualisierungsmodus „3D - Rendering“ gewechselt. Zusätzlich zu den drei zweidimensionalen Ebenen erschien hier das dreidimensionale Bild im Quadranten rechts unten. Auch in diesem Visualisierungsmodus konnte jeder einzelne Quadrant im Vollbildmodus genauer betrachtet werden.

Als dreidimensionales Bild sichtbar wurden nur diejenigen Strukturen, die sich in den zweidimensionalen Ebenen innerhalb des „3D - Renderkästchens“ befanden. Dieses wurde zu Beginn der Auswertung über das gesamte Auge gelegt. In den meisten Fällen war bei dieser Einstellung der Glaskörper im dreidimensionalen Bild jedoch nicht einsehbar, so dass das Renderkästchen entweder in der A - oder der B - Ebene verschmälert wurde. Auf diese Weise wurde versucht, die jeweilige Bulbusform der untersuchten Vogelart darzustellen. Im Laufe der Untersuchung wurde das 3D - Renderkästchen jeweils auf das vordere

Augensegment, das hintere Augensegment und pathologische Veränderungen gelegt, so dass diese Strukturen einzeln und vergrößert evaluiert werden konnten.

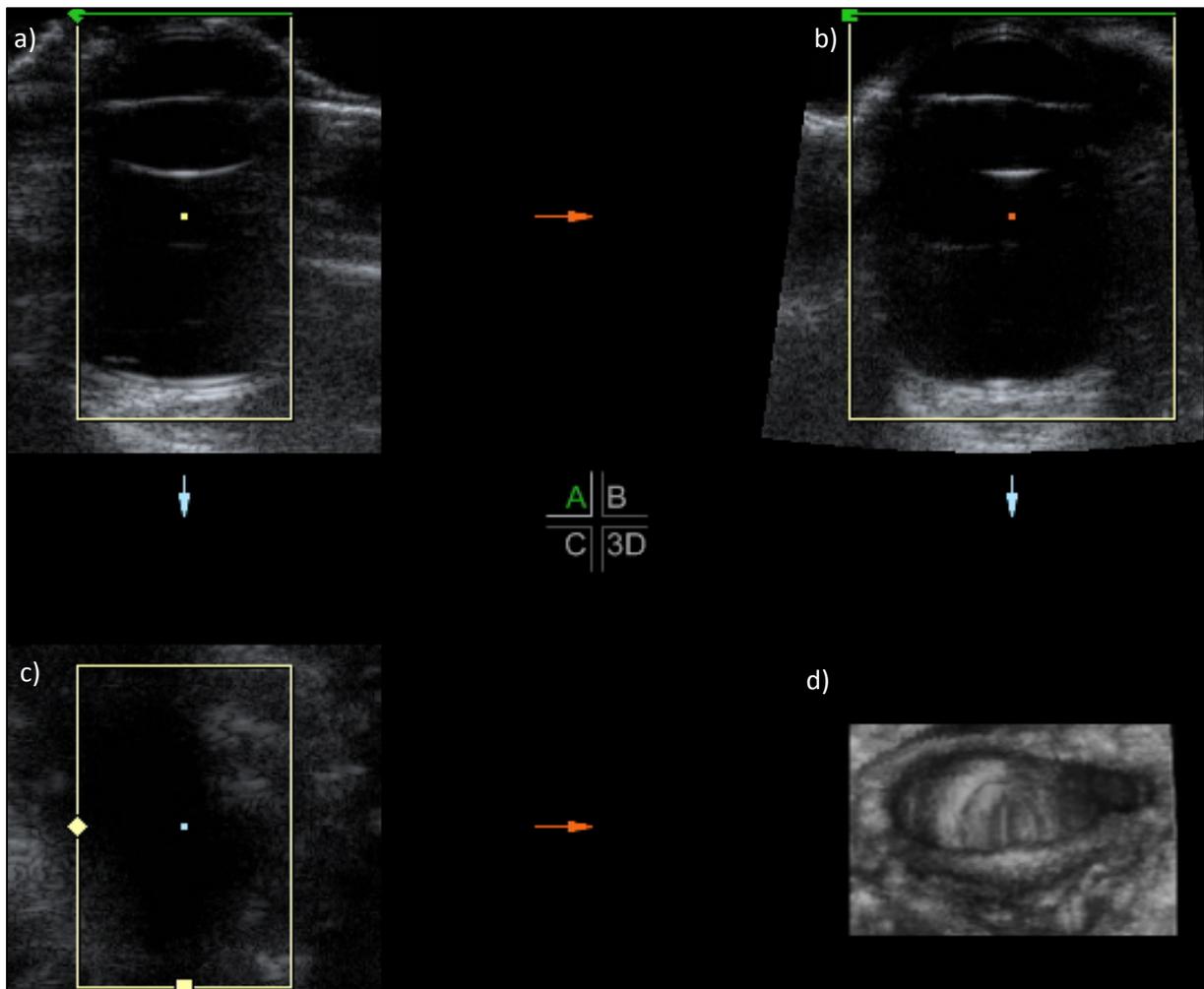


Abbildung 13: Visualisierungsmodus „3D - Rendering“ mit 3D - Renderkästchen; Vierquadranten - bildschirm; OS eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild; grünes Kästchen: Region - of - Interest (ROI); Bildpunkt und hellblauer Pfeil: Markierung der Schnittstelle der drei orthogonalen Schnittebenen

Das dreidimensionale Bild konnte gedreht und dadurch von allen Seiten aus betrachtet werden. Eine Zoom - Funktion war möglich. Außerdem konnten Kontrast, Helligkeit und Leistungsschwellenwert eingestellt werden. Hierbei war es jedoch nötig, die Auswirkung auf das dreidimensionale Bild genau zu beobachten, um einen eventuellen Datenverlust zu erkennen.

Im Untermenü wurde als weiterer Schritt der „Oberflächenmodus“ gewählt. In dieser Darstellung erschienen ausschließlich die Konturen des aufgenommenen dreidimensionalen Bildes. Auf diese Weise wurde ein räumlich klares Bild aufgebaut, bei dem das Erkennen der rekonstruierten Augenstrukturen im Standbild eindeutig möglich war.

Anschließend wurde die Darstellung auf „Transparentmodus“ eingestellt, bei dem die gesamte Information des geschalteten Auges erhalten blieb. Der räumliche Eindruck musste jedoch durch Drehung des dreidimensionalen Bildes verstärkt werden.

Bei aktiviertem „CFM - Doppler“ in der transversalen Untersuchungsebene konnte mit Hilfe des Rendermodus „Gray“ die Farbe und somit die Blutflussdarstellung ausgeblendet werden. Im Rendermodus „Glass Body“ konnte erneut der Blutfluss des Augenfächers farbig dargestellt werden.

Artefakte wurden mittels der Funktion „MagiCut“ ausgeschnitten. Die dreidimensionalen Bilder wurden Stück für Stück gedreht und dabei störende Strukturen, die die Bildqualität negativ beeinflussten, entfernt. Es war die Auswahl zwischen sechs verschiedenen Ausschneidefunktionen möglich, wovon meist „Trace inside“ verwendet wurde. Dies bedeutet, dass die Bildinhalte, die innerhalb des gezeichneten Kreises lagen, ausgeblendet wurden.

Die Bilder wurden in den erwähnten Modi durch Drehen genauestens untersucht, bearbeitet und für eine erneute Evaluierung gespeichert. Dreidimensionale Bilder im Transparentmodus wurden gedreht, um einen optimalen räumlichen Eindruck zu erhalten. Zu Vergleichszwecken wurde bei einigen Patienten die Drehung der Bilder im Oberflächenmodus durchgeführt. Hierfür konnte die integrierte Software „3D – Cine - Drehung“ genutzt werden. Dadurch war die Erstellung kurzer Videosequenzen möglich, die gespeichert wurden. Vor der Berechnung konnten Rotationsachse, Rotationswinkel und Schrittwinkel festgelegt werden.

In Ausnahmefällen wurden zusätzlich Aufnahmen in den beiden Visualisierungsmodi „Nische- Darstellung“ und „Tomografische Ultraschallbildgebung“ abgespeichert. Die „Nische- Darstellung“ stellte einen räumlichen Schnitt in das dreidimensionale Bild dar. Bei manchen pathologischen Veränderungen war auf diese Weise eine genaue Aussage über deren Position möglich. Die „Tomografische Ultraschallbildgebung“ fertigte mehrere parallele Schnitte des dreidimensionalen Bildes an; die Abstände der Schnitte konnten zwischen 0,5 mm und 10 mm variiert werden. Dieser Visualisierungsmodus erinnerte in seiner Darstellung an die Computer - oder Kernspintomografie.

Bei Vorliegen von fluktuierenden pathologischen Strukturen wurde in einigen Fällen die 4D - Echtzeitakquisition durchgeführt. Hierbei kam es zu einer kontinuierlichen Volumenakquisition, daher musste der Schallkopf nicht ruhig gehalten werden. Es konnten Videosequenzen erstellt und mit den bereits erwähnten Funktionen des Ultraschallgerätes bearbeitet werden. Gespeichert werden konnten sowohl die Videosequenzen als auch daraus hervorgegangene dreidimensionale Einzelbilder. Eine Kombination der 4D -

Echtzeitakquisition mit dem Farbdoppler war mit Hilfe des verwendeten Ultraschallgerätes nicht möglich.

Nachbereitung des Probanden

Überschüssiges Ultraschallgel wurde am Ende der sonographischen Untersuchung von beiden Augen des Probanden mittels weicher Papiertücher entfernt. Anschließend wurden die Augen unter Zuhilfenahme körperwarmer, steriler physiologischer Kochsalzlösung gespült und eine Vitamin A - haltige Augensalbe (Regepithel®) verabreicht. Der Schallkopf wurde mit Hilfe spezieller Desinfektionstücher (Cleanisept Wipes®) von Ultraschallgel - Resten befreit. Danach wurden die Tiere in ihre Box zurückgesetzt und der dreidimensionale Datensatz bearbeitet.

3.3.4 Die postmortale Dokumentation

Bei Vögeln, die verstarben oder aufgrund einer infausten Prognose euthanasiert wurden, wurde eine postmortale Dokumentation der Augenveränderungen durchgeführt und mit den Ergebnissen der dreidimensionalen sonographischen Untersuchung verglichen.

Zur Euthanasie wurden die entsprechenden Vögel mittels Inhalationsnarkose (Isofluran, IsoFlo®, Firma Albrecht GmbH, Aulendorf, Deutschland) anästhesiert. Anschließend wurde T61 (Firma Intervet Deutschland GmbH, Unterschleißheim, Deutschland) zur Herbeiführung des Todes intravenös oder intrakardial verabreicht.

Den frisch toten Tieren wurden die Augen mit Hilfe einer gebogenen Gewebeschere, einer feinen anatomischen Pinzette, zweier Klemmen und Nahtmaterial entnommen. Es wurde die transpalpebrale Technik gewählt, bei der das Ober - und Unterlid zunächst durch Haltefäden zusammengeführt wurden. Diese wurden anschließend mit Klemmen fixiert. Es folgte die vorsichtige Präparation durch die äußere Haut. Durch stumpfes Eingehen mit der gebogenen Gewebeschere wurde der Bulbus zu allen Seiten hin soweit gelöst, bis der Sehnerv zugänglich war und so das Auge abgetrennt werden konnte.

Von den entnommenen Bulbi wurde überschüssiges Gewebe abpräpariert, ohne das Augengewebe selbst zu verletzen. Die vordere Augenkammer wurde zehn Minuten nach Entnahme sowie jeweils zwei und 24 Stunden später mittels Parazentese mit 10%igem Formalin aufgefüllt. Danach wurden die Bulbi einzeln in kleine Gläschen, die Formalin enthielten, verbracht und konnten darin bis zu ihrer Kalottierung aufbewahrt werden.

Vor der Kalottierung wurden die Bulbi aus den Formalin - gefüllten Gläschen entnommen und mit destilliertem Wasser abgespült. Die Eröffnung erfolgte mit Hilfe von Rasierklingen. Es wurden ausschließlich axiale Schnitte angefertigt, so dass Longitudinalschnitte entstanden und der Augenfächer nicht beschädigt wurde.

Unmittelbar nach der Kalottierung wurden die Bulbushälften fotografiert. Hierfür wurden diese auf einer speziell angefertigten Haltevorrichtung so befestigt, dass sie sich direkt unterhalb des Kameraobjektivs horizontal zum Boden befanden. Die Augenhälften wurden mit physiologischer Kochsalzlösung angefüllt, bis die Schnittfläche leicht konvex war.

Die zwei verwendeten Blitze gewährleisteten die komplette Innenausleuchtung der Bulbushälften. Neben den physiologischen Strukturen wie Hornhaut, Linsenkapsel, Ziliarkörper und Augenfächer wurden zusätzlich pathologische Veränderungen fokussiert. Die Blende wurde auf Werte zwischen 14 und 18 eingestellt, während die Belichtungszeit zwischen Werten von 1/100 und 1/200 variierte.

4 Ergebnisse

4.1 Durchführung der dreidimensionalen Sonographie

4.1.1 Dauer der Untersuchung

Tabelle 2 gibt einen Überblick über die durchschnittliche Untersuchungsdauer bei den verschiedenen Vogelarten sowie über die durchschnittliche Auswertungsdauer des dreidimensionalen Datensatzes und die Anzahl der Versuche, die benötigt wurden, um ein auswertbares Datenvolumen zu erhalten.

Tabelle 2: Anzahl der Versuche der Datenakquisition, Untersuchungsdauer pro Schallebene und Auswertungszeit des Volumens pro Schallebene

	Versuche	Untersuchungs - dauer pro Ebene	Auswertungs - dauer pro Ebene
Accipitriformes	1,9	3 min 58 sek	30 min 39 sek
Falconiformes	2,7	3 min 26 sek	24 min
Strigiformes	1,3	4 min 1 sek	27 min 11 sek
Psittaciformes	1,4	3 min 29 sek	28 min
Anseriformes	1,3	3 min 33 sek	24 min.33 sek
Galliformes	1,7	2 min 30 sek	38 min 30 sek
Columbiformes	1,7	3 min 22 sek	22 min 47 sek
Passeriformes	1,2	3 min	17 min
Cuculiformes	1,0	2 min 20 sek	30 min
Piciformes	1,0	2 min 40 sek	50 min
Ciconiiformes	1,5	3 min 12 sek	20 min
Charadriiformes	3,0	5 min	40 min
Struthioniformes	1,5	2 min 30 sek	22 min 30 sek
Durchschnitt	1,6	3 min 19 sek	28 min 52 sek

Ein auswertbarer, artefaktfreier Datensatz konnte im Schnitt nach 1,6 Versuchen pro Ebene und Auge erzielt werden. Bei Spechtartigen und Sperlingsvögeln war die Anzahl der Versuche bis zum Erhalt eines entsprechenden Datensatzes am geringsten. Im Gegensatz dazu wurden bei Falkenartigen und Schnepfen die meisten Versuche benötigt. Jedoch wurde im Rahmen dieser Arbeit lediglich eine Schnepfe untersucht und diese zusätzlich unter Isofluran - Narkose. Die Daten der Tabelle für diese Schnepfe können daher nicht als repräsentativ angesehen werden.

Im Durchschnitt betrug die gesamte Untersuchungszeit 3 Minuten 19 Sekunden. Am kürzesten dauerte das Handling mit 2 Minuten 20 Sekunden bei den Kuckucksartigen, während bei den Eulenvögeln durchschnittlich 4 Minuten 1 Sekunde vergingen bis die Datenakquisition beendet war. Bei der bereits erwähnten Waldschnepfe wurden 5 Minuten für einen auswertbaren dreidimensionalen Datensatz benötigt.

Die Anzahl der Versuche und die durchschnittliche Zeit, in der sich ein Vogel in der Hand des Untersuchers befand, waren von mehreren Faktoren abhängig.

Zum einen spielte die Kooperation des jeweiligen Vogels eine wichtige Rolle. Bei starken Abwehrbewegungen des Patienten oder Drehbewegungen des Kopfes dauerte die Untersuchung länger und es waren meist mehr Versuche nötig als bei ruhigen Tieren, da es in solchen Fällen schwieriger war den gewünschten Untersuchungsbereich aufzufinden. Bei unruhigen Tieren musste die Datenakquisition oder die Farbdoppler - Untersuchung darüber hinaus in vielen Fällen aufgrund von Bewegungsartefakten wiederholt werden.

Zum anderen richteten sich die Untersuchungsdauer und die Anzahl der Versuche nach der untersuchten Vogelart und damit nach den jeweiligen anatomischen Besonderheiten. So wiesen einige Arten wie Mäusebussard, Habicht und Sperber einen sehr ausgeprägten Processus supraorbitalis auf. Dieser erschwerte die Ankopplung und die korrekte Positionierung des Schallkopfes auf dem Auge, was meist mit einer längeren Untersuchungsdauer verbunden war.

Darüber hinaus war die Stressanfälligkeit des Tieres entscheidend für die Dauer der sonographischen Untersuchung. Bei sehr stressanfälligen Vogelarten wurde das betroffene Tier im Rahmen einer Inhalationsnarkose mittels Isofluran untersucht, was die relativ lange Untersuchungsdauer und die vielen Versuche bei der Waldschnepfe im Vergleich zu den anderen Vogelarten erklärt.

Die Auswertung der Datensätze von den einzelnen Ebenen nahm durchschnittlich 28 Minuten 52 Sekunden in Anspruch. Während dieser Zeit befanden sich die untersuchten Tiere bereits wieder in ihrer Box. Bei Spechtartigen dauerte die Auswertungszeit mit 50 Minuten am längsten und konnte bei Sperlingsvögeln mit einer Dauer von 17 Minuten am kürzesten gehalten werden. Die Dauer der Auswertung des dreidimensionalen Volumens

variierte mit dem Ausmaß der pathologischen Veränderungen der jeweiligen Augen. Bei großflächigen oder multiplen Defekten wurde für die Auswertung mehr Zeit benötigt als bei kleineren oder einzeln auftretenden Läsionen.

4.1.2 Toleranz und Verträglichkeit der Untersuchung

Zu Beginn der Untersuchung zeigten manche Probanden Abwehrbewegungen bei der Fixation, dem Einbringen des Lokalanästhetikums in das Auge oder der Annäherung der Ultraschallsonde. Nach dem Aufsetzen des Schallkopfes beruhigten sich die Tiere in der Regel schnell, so dass die Untersuchung zügig durchgeführt werden konnte. Gelegentlich konnten erneute Abwehrbewegungen beobachtet werden, wenn der Schallkopf vom Auge entfernt und ein zweites Mal aufgesetzt werden musste. Dies war in Einzelfällen nötig, um eine bessere Ankopplung zu erreichen oder um das Ultraschallgel zu erneuern. Insbesondere Papageienartige reagierten auf die Annäherung der Ultraschallsonde auch mit drohenden Lautäußerungen.

Durchschnittlich zeigten Papageienartige am häufigsten Abwehrbewegungen und Lautäußerungen, während sich die Eulenvögel am ruhigsten verhielten. Bei letzteren muss jedoch an eine mögliche Schreckstarre gedacht werden, was bei dieser Vogelart eine häufige Reaktion auf Stress darstellt.

Während den Untersuchungen wurde genauestens auf den Allgemeinzustand der Probanden geachtet. Bei Anzeichen von sehr starkem Stress für den Vogel wurde die Untersuchung sofort abgebrochen. Starker Stress wurde anhand von heftigen Abwehrbewegungen sowie durch Hinweise auf Kreislaufschwäche (z. B. verminderter Muskeltonus) festgestellt. Dies konnte im Rahmen der Arbeit bei einem Huhn und einer Rauchschnalbe beobachtet werden (2,2 %; n = 2). Beide Tiere entwickelten während der sonographischen Untersuchung eine stressbedingte Dyspnoe; hatten sich aber fünf Minuten nach Abbruch der Untersuchung bereits wieder erholt.

Bei keinem der Probanden konnten im Anschluss an die sonographische Untersuchung ophthalmologische Probleme beobachtet werden.

4.2 Dreidimensionale Ultraschalldarstellung des physiologischen hinteren Augensegmentes

4.2.1 Bulbus und Skleralring

Das dreidimensionale Volumen zeigte zunächst die Frontalansicht des Auges (Abb. 14, 15). Auf diese Weise wurden die Augenlider als echogene Strukturen sichtbar. Die Pupille war anechogen und rund bis ellipsenförmig, wurde bei der frontalen Ansicht aber meist durch die sich hyperechogen darstellende Hornhaut überlagert. Bei Vogelarten mit ausgeprägtem Processus supraorbitalis zeichnete sich dieser als echogener Vorsprung dorsal des Auges ab (Abb. 15, 16).

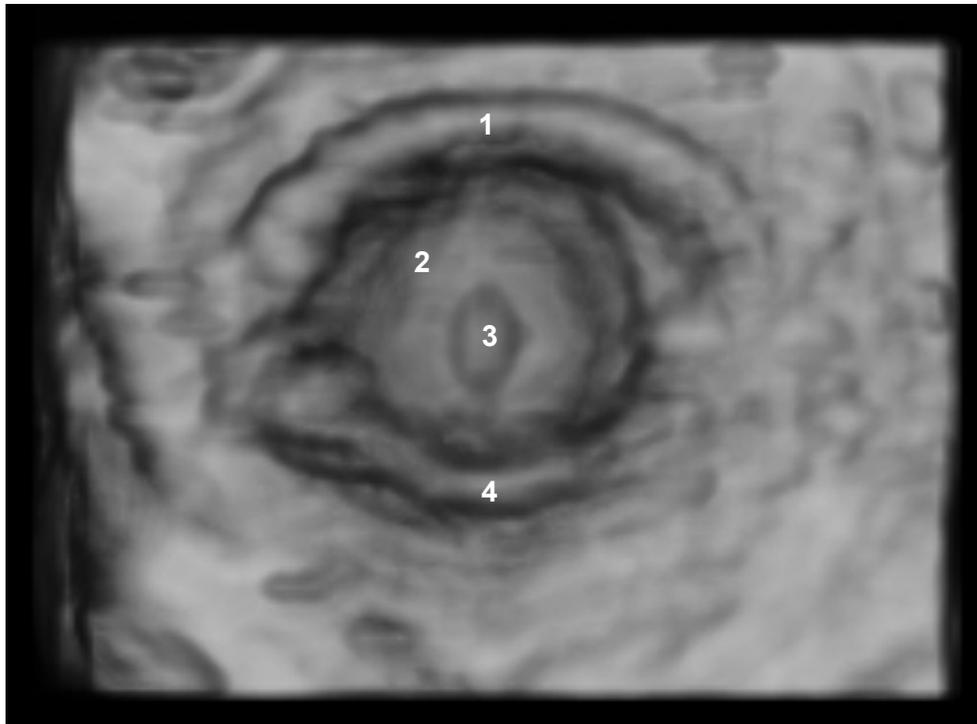


Abbildung 14: Frontalansicht des Auges eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); OD; Überlagerung der Pupille durch die Hornhaut; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung. **1)** Oberlid, **2)** Iris, **3)** Hornhaut, **4)** Unterlid

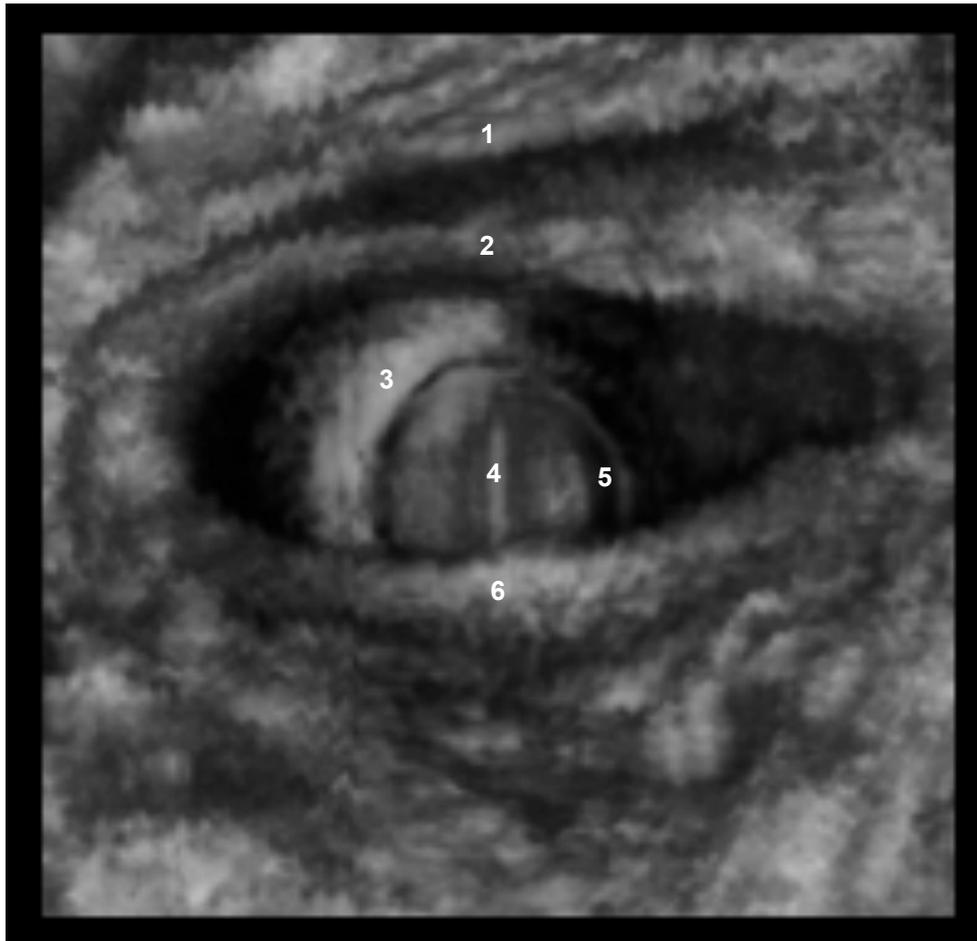


Abbildung 15: Frontalansicht des Auges eines Mäusebussards (*Buteo buteo*) mit Darstellung des Processus supraorbitalis; OD; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Transparente Darstellungsweise. 1) Processus supraorbitalis, 2) Oberlid, 3) Iris, 4) Hornhaut, 5) Pupille, 6) Unterlid

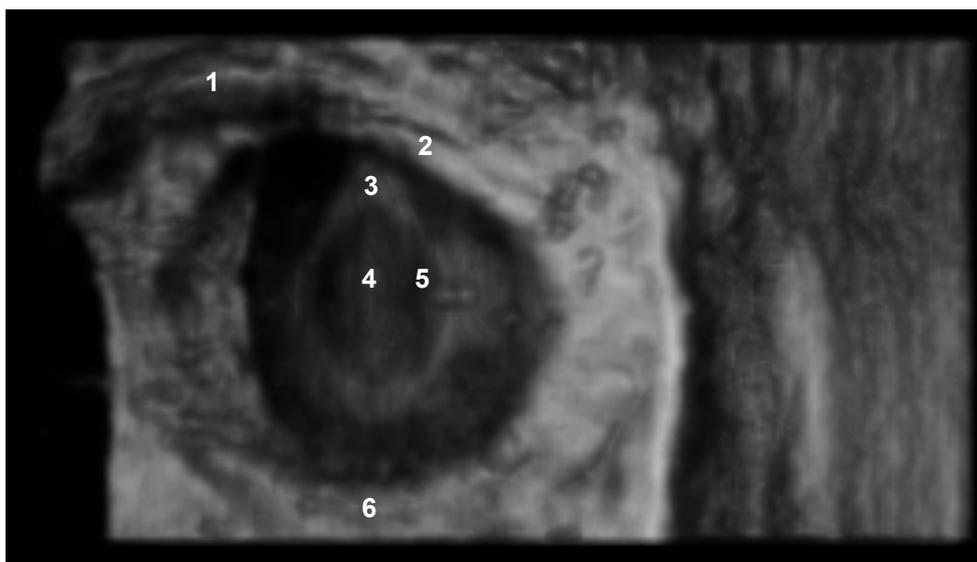


Abbildung 16: Darstellung des Processus supraorbitalis; Leicht seitliche Ansicht des Auges eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); OS; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung. 1) Processus supraorbitalis, 2) Oberlid, 3) Iris, 4) Hornhaut, 5) Pupille, 6) Unterlid

Die sonographische Darstellung der Bulbusform gelang aufgrund des knöchernen Skleralringes nicht bei allen Vogelarten. Bei Spezies mit einem sehr kräftig ausgebildeten Skleralring entstand ein ausgeprägter Schallschatten, was eine Beurteilung der jeweiligen Augapfelform unmöglich machte. Dies konnte insbesondere bei den Eulenvögeln beobachtet werden. Aber auch bei Vogelarten sowohl mit globulärer als auch flachglobulärer Augapfelform war die Bulbusform sonographisch nicht nachvollziehbar (Abb. 18 - 20). Im Gegensatz dazu war die Augapfelform bei Tieren mit flachem Bulbustyp wie beispielsweise bei Hühnern, Tauben und Papageienartigen auf dem Ultraschallbild sehr gut zu erkennen (Abb. 17).

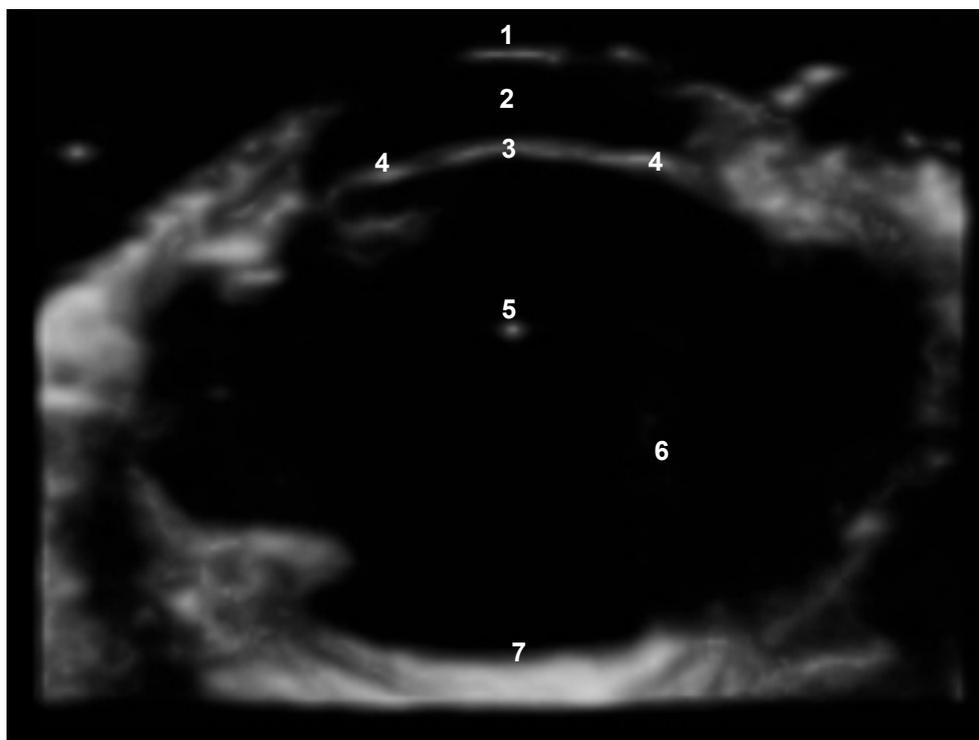


Abbildung 17: Darstellung der flachen Bulbusform im Ultraschallbild; Auge eines Kongo – Graupapageis (*Psittacus erithacus erithacus*); OD; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; Auswahl einer schmalen Region – of - Interest; seitliche Ansicht. 1) Hornhaut, 2) vordere Augenkammer, 3) vordere LinsenkapSEL, 4) Iris, 5) hintere LinsenkapSEL, 6) Glaskörper, 7) hintere Augenwand

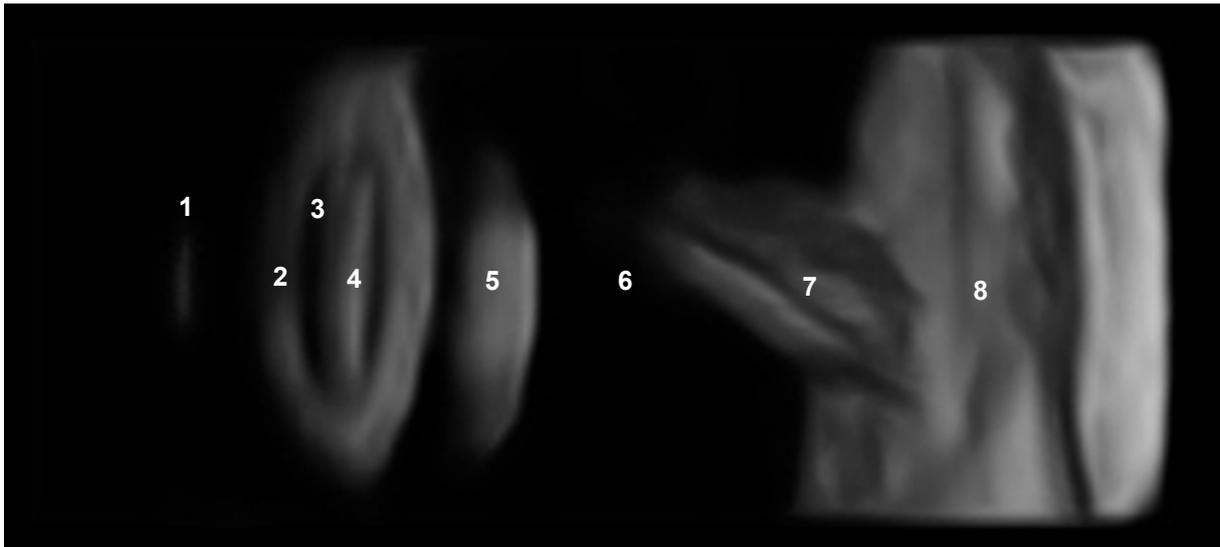


Abbildung 18: OS; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Globuläre Bulbusform nicht darstellbar; Axiale horizontale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; seitliche Ansicht; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. **1)** Hornhaut, **2)** Iris, **3)** Pupille, **4)** vordere Linsenkapsel, **5)** hintere Linsenkapsel, **6)** Glaskörper, **7)** Pecten oculi, **8)** hintere Augenwand

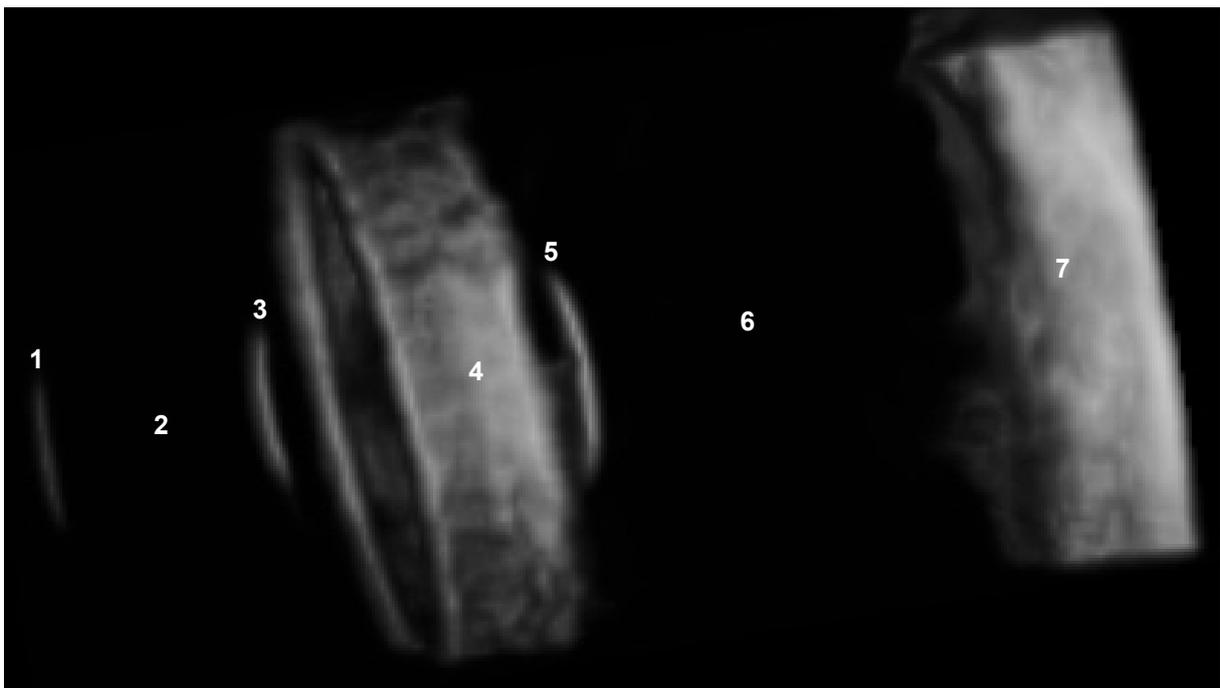


Abbildung 19: OD; Auge eines Waldkauzes (*Strix aluco*); Tubuläre Bulbusform nicht darstellbar; Skleralring deutlich erkennbar; seitliche Ansicht; Axiale vertikale Schnittebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell; **1)** Hornhaut, **2)** vordere Augenkammer, **3)** vordere Linsenkapsel, **4)** Skleralring, **5)** hintere Linsenkapsel, **6)** Glaskörper, **7)** hintere Augenwand

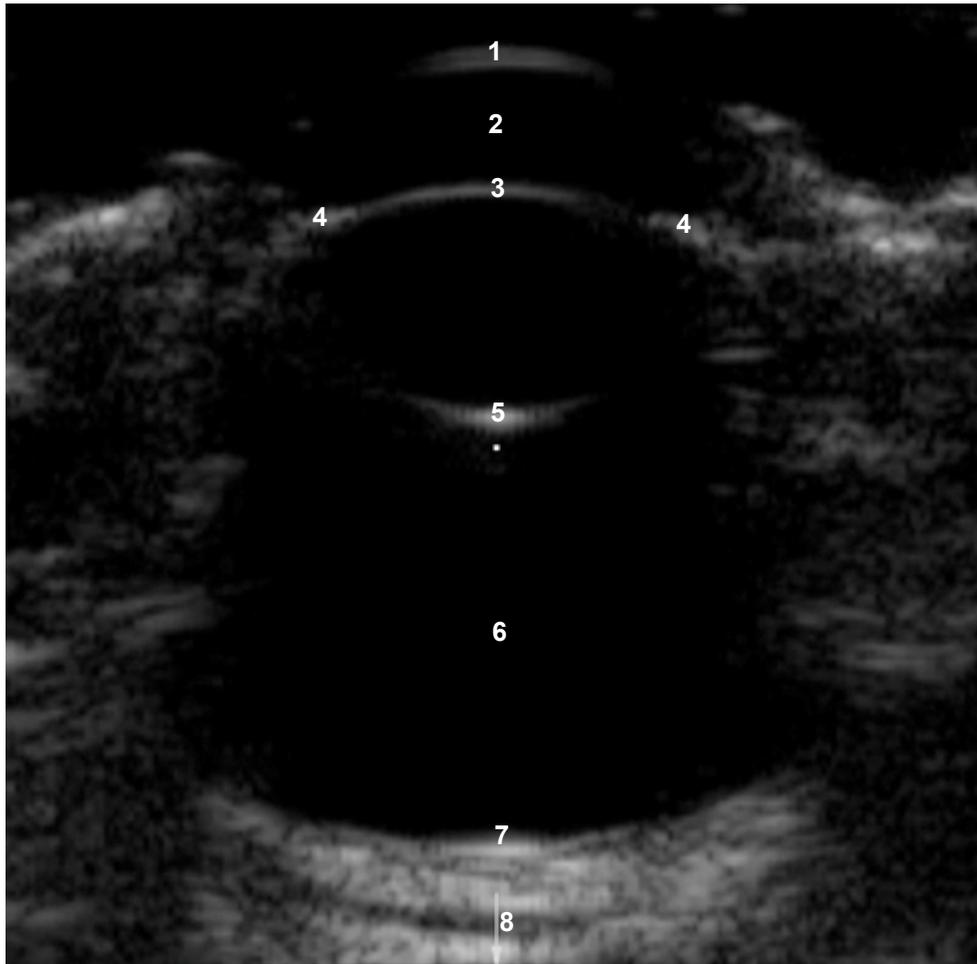


Abbildung 20: OS; Auge einer Hausgans (*Anser anser domesticus*); Flachglobuläre Bulbusform nicht darstellbar; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht; Bildpunkt und Pfeil: Markierung der Schnittstelle der drei orthogonalen Schnittebenen. **1)** Hornhaut, **2)** vordere Augenkammer, **3)** vordere Linsenkapsel, **4)** Iris, **5)** hintere Linsenkapsel, **6)** Glaskörper, **7)** hintere Augenkammer, **8)** Tenonscher Raum

Der knöcherner Skleralring selbst hingegen konnte sonographisch vor allem bei den Vogelarten dargestellt werden, bei denen er am kräftigsten ausgebildet ist. Dies war insbesondere bei Eulenvögeln der Fall (Abb. 19). Er war als deutlich hyperechogene Struktur zu erkennen und befand sich im zweidimensionalen Schnittbild beidseits der Linse (Abb. 21). Im dreidimensionalen Ultraschallbild umgab er die Linse ringförmig. Der Schallschatten, der durch den Skleralring ausgelöst wurde, war im Ultraschallbild deutlich zu erkennen.

4.2.2 Glaskörper

Der Glaskörper war im Ultraschallbild als anechogener Raum zwischen der hinteren Linsenkapsel und der hinteren Augenwand zu erkennen (Abb. 17 – 20). Seine seitliche Begrenzung durch Retina, Choroidea und Sklera konnte lediglich bei Vogelarten mit flacher Augapfelform annähernd sonographisch dargestellt werden (Abb. 17), bei Vertretern der anderen Bulbusformen gelang dies aufgrund des Schallschattens durch den knöchernen Skleralring nicht (Abb. 18 – 20).

Teilweise konnten im Glaskörperaum Reverberationsartefakte in Form von mehreren konvex gebogenen echogenen Linien distal der Linsenhinterkapsel beobachtet werden (Abb. 21), wobei die Echogenität mit zunehmendem Abstand der Linien von der Linsenkapsel abnahm.



Abbildung 21: OS; Auge eines Uhus (*Bubo bubo*) mit Reverberationsartefakten im Glaskörperaum; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Hornhaut, **2)** vordere Augenkammer, **3)** vordere Linsenkapsel, **4)** Skleralring, **5)** hintere Linsenkapsel, **6)** Reverberationsartefakte, **7)** Pecten oculi, **8)** hintere Augenwand



Abbildung 23: Pecten oculi vom Fahnentyp; Kalottiertes Auge eines Straußes (*Struthio camelus*), OD; ventraler Bulbusanteil. Kameraeinstellungen: Blende = 14, Belichtung = 1/160 s, Abstand = 60 mm



Abbildung 24: Pecten oculi vom Faltentyp; Kalottiertes Auge einer Krähe (*Corvus corone corone*), OD; ventraler Bulbusanteil. Kameraeinstellungen: Blende = 16, Belichtung = 1/160 s, Abstand = 60 mm



Abbildung 25: Pecten oculi einer Sumpfohreule (*Asio flammeus*); OS; seitliche Ansicht; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) hintere LinsenkapSEL, 2) Glaskörper, 3) Pecten oculi, 4) hintere Augenwand

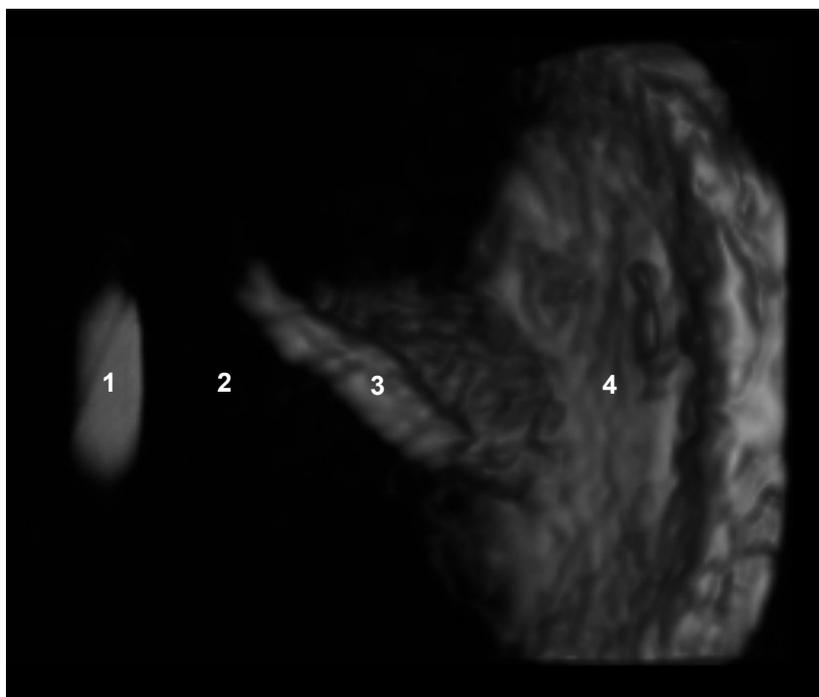


Abbildung 26: Pecten oculi eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); OS; seitliche Ansicht; Axiale horizontale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Transparente Darstellungsweise; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) hintere LinsenkapSEL, 2) Glaskörper, 3) Pecten oculi, 4) hintere Augenwand

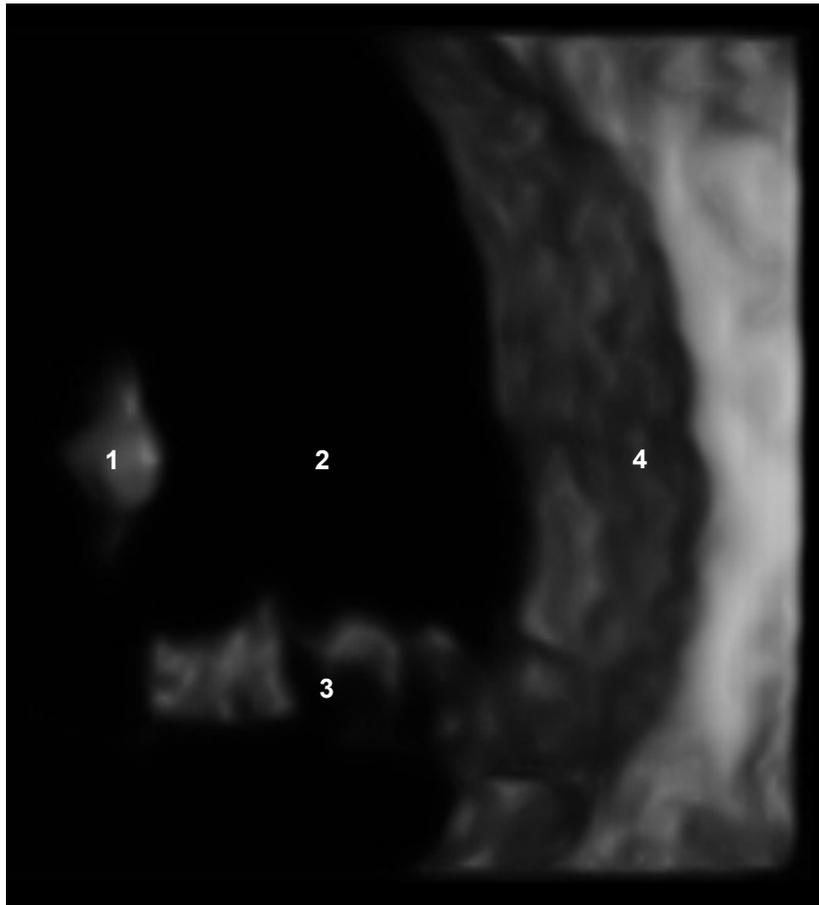


Abbildung 27: Pecten oculi einer Rotkopfkunure (*Aratinga mitrata*); OD; seitliche Ansicht; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Transparente Darstellungsweise; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. **1)** hintere Linsenkapsel, **2)** Glaskörper, **3)** Pecten oculi, **4)** hintere Augenwand

Im Rahmen der Farbdoppler - Untersuchung wies der Augenfächer, unabhängig ob zum Fahnen - oder zum Fächertyp gehörig, außerhalb von oszillatorischen Augenbewegungen an seiner Basis einen kontinuierlichen Blutfluss auf, wobei die blauen und roten Blutströme annähernd parallel zueinander verliefen (Abb. 28, 29). Während einer oszillatorischen Augenbewegung jedoch reichte der Blutstrom bei fast allen untersuchten Vogelarten bis zur Spitze des Augenfächers heran (Abb. 30). Beim Waldkauz konnte dies nicht beobachtet werden.

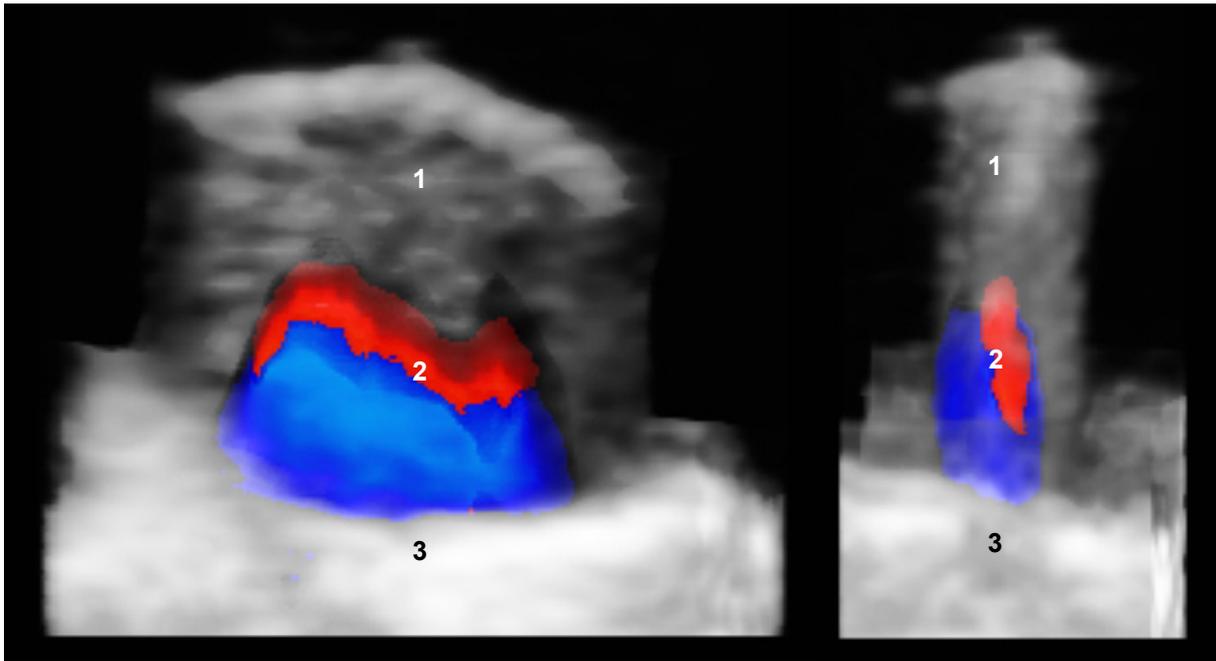


Abbildung 28: Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses des Augenfächers einer Rabenkrähe (*Corvus corone corone*); OS; seitliche Ansicht; Transversale Schallebene; Longitudinale Ebene (li.) von der Software berechnet; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Glass – Body -Modus; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) Pecten oculi, 2) Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses, 3) hintere Augenwand

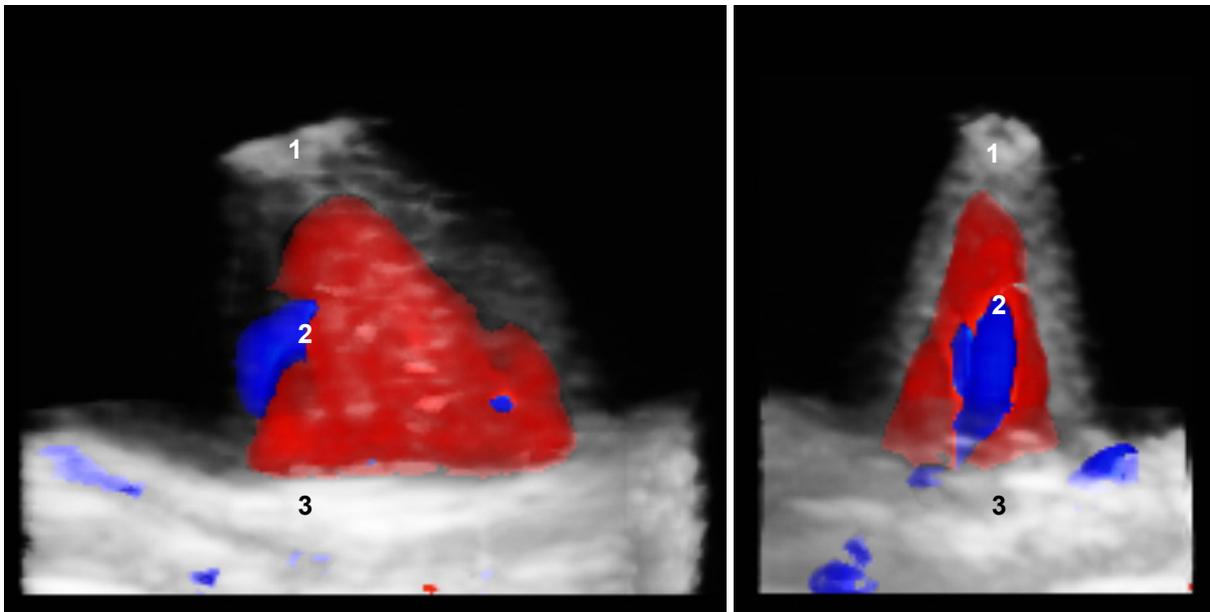


Abbildung 29: Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses des Augenfächers eines Straußes (*Struthio camelus*); OD; seitliche Ansicht; Transversale Schallebene; Longitudinale Ebene (li.) von der Software berechnet; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Glass – Body -Modus; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) Pecten oculi, 2) Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses, 3) hintere Augenwand

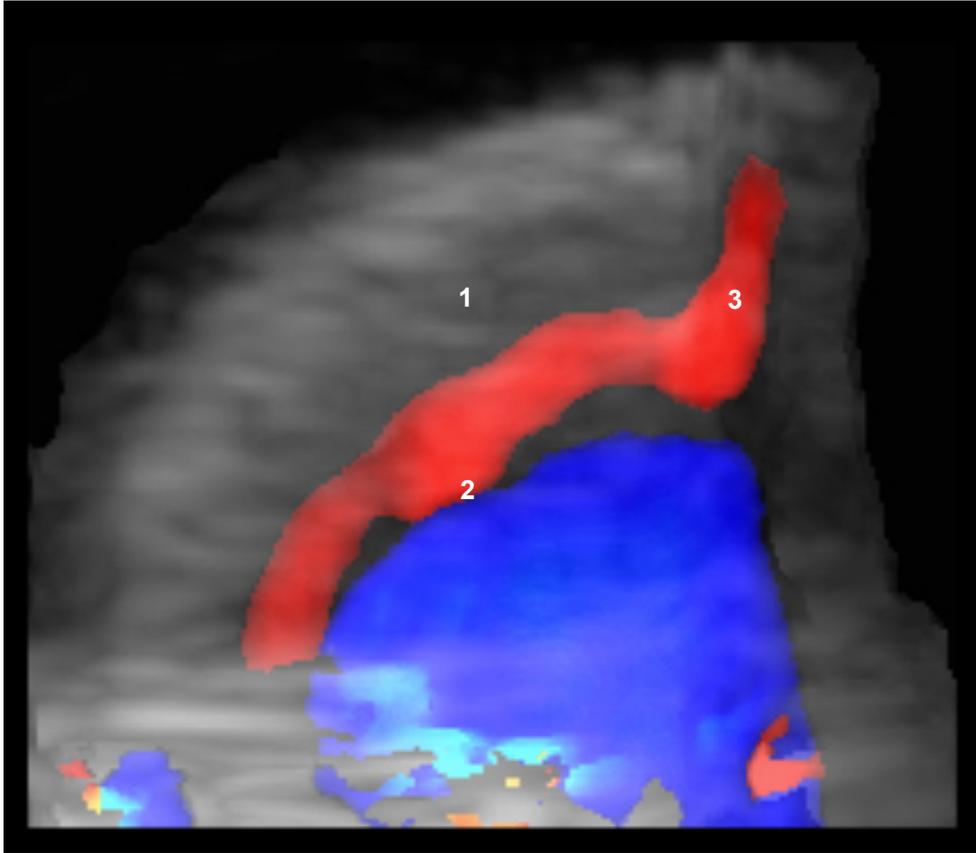


Abbildung 30: Darstellung sowohl des kontinuierlichen Blutflusses als auch des Blutflusses während einer oszillatorischen Augenbewegung; Pecten oculi einer Hausgans (*Anser anser domesticus*); OD; seitliche Ansicht; Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Glass – Body - Modus; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. **1)** Pecten oculi, **2)** Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses, **3)** Darstellung des Blutflusses während einer oszillatorischen Augenbewegung

4.2.4 Hintere Augenwand

Die hintere Augenwand erschien im Ultraschallbild hyperechogen. Bei Vogelarten mit flachem Bulbustyp gelang es in der Regel, die einzelnen Augenhüllen voneinander zu differenzieren (Abb. 31). Dies war allerdings nur in den einzelnen zweidimensionalen Schnittbildern möglich, im dreidimensionalen Volumenbild gelang eine Differenzierung in die einzelnen Anteile meist nicht. Bei den Vertretern der anderen Augapffelformen war zwar eine gewisse Schichtung erkennbar; eine exakte Differenzierung in Retina, Choroidea und Sklera war jedoch nicht möglich.

Vom Retrobulbärraum konnte die hintere Augenwand in den meisten Fällen durch den Tenonschen Raum abgegrenzt werden. Dieser stellte sich anechogen bis mäßig echogen dar (Abb. 20, 31 - 33).

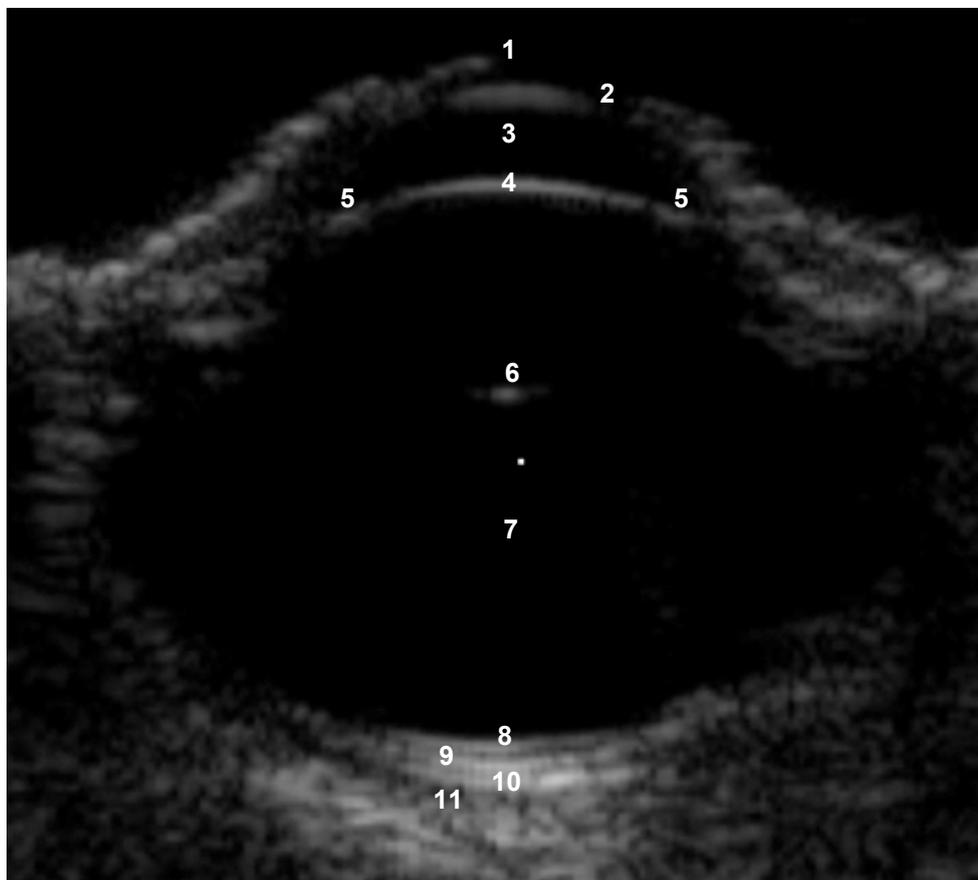


Abbildung 31: OS; Auge eines Kongo - Graupapageis (*Psittacus erithacus erithacus*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Augenlid, **2)** Hornhaut, **3)** vordere Augenkammer, **4)** vordere Linsenkapsel, **5)** Iris, **6)** hintere Linsenkapsel, **7)** Glaskörper, **8)** Retina, **9)** Choroidea, **10)** Sklera, **11)** Tenonscher Raum

4.2.5 Nervus opticus

Der Sehnerv war in den einzelnen zweidimensionalen Schnittbildern als dünne hypoechogene Struktur innerhalb des retrobulbären Gewebes im Ultraschallbild sichtbar (Abb. 32). Ausgehend von seiner Insertionsstelle konnte er bis in die Tiefe der Orbita verfolgt werden. Dabei fiel auf, dass er immer dünner wurde je tiefer er in die Augenhöhle hineinzog. Im dreidimensionalen Volumenbild erschien der Sehnerv als hypoechogene, rundliche Struktur innerhalb der hinteren Bulbuswand (Abb. 32). Vom Glaskörper aus konnte er im Ultraschallbild nicht gesehen werden, da er im dreidimensionalen Bild vom Pecten oculi verdeckt wurde. Daher musste das Volumenbild so gedreht werden, dass von kaudal auf das Auge geblickt und der Sehnerv so dargestellt werden konnte.

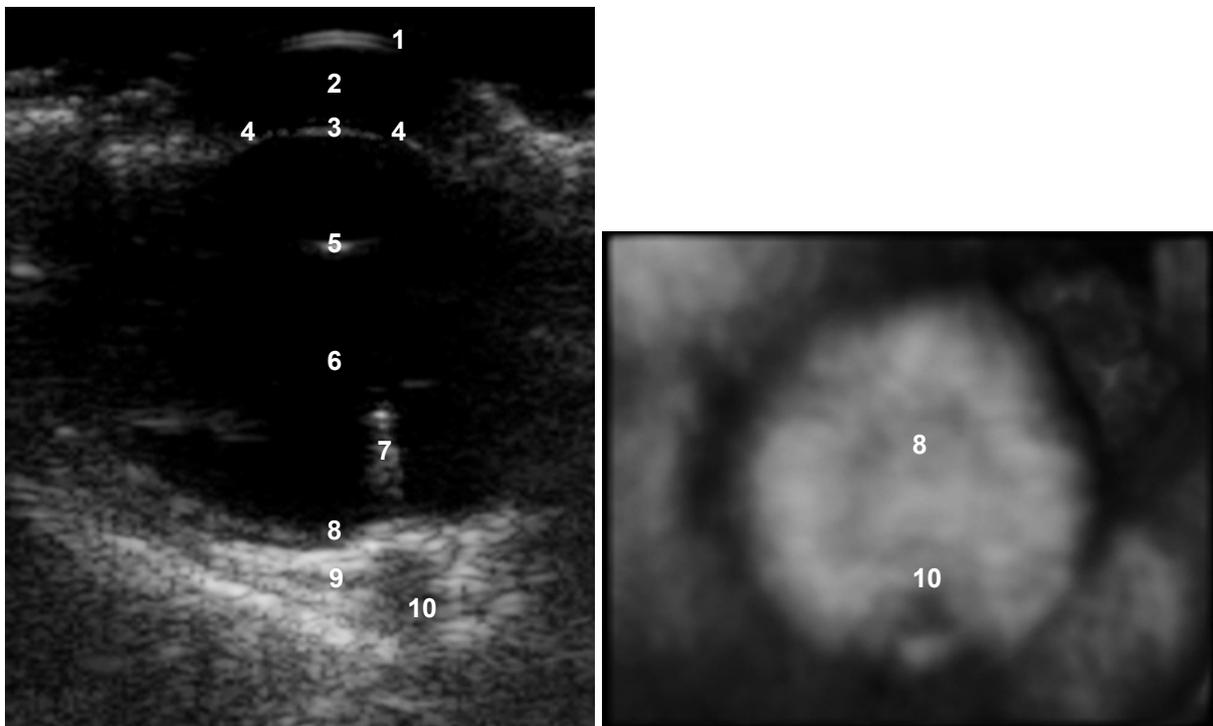


Abbildung 32: Darstellung des Nervus opticus im zwei - und dreidimensionalen Ultraschallbild; **a)** OD; Auge eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); Axiale horizontale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht, **b)** OS; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; Ansicht von kaudal. **1)** Hornhaut, **2)** vordere Augenkammer, **3)** vordere Linsenkapsel, **4)** Iris, **5)** hintere Linsenkapsel, **6)** Glaskörper, **7)** Pecten oculi, **8)** hintere Augenhöhle, **9)** Tenonscher Raum, **10)** Nervus opticus

4.2.6 Extraokulare Muskulatur

Die extraokulare Muskulatur zeigte sich weniger echogen als das retrobulbäre Gewebe, war deshalb gut von diesem abzugrenzen und zog V - förmig beidseits des Bulbus in die Tiefe der Orbita (Abb. 33).

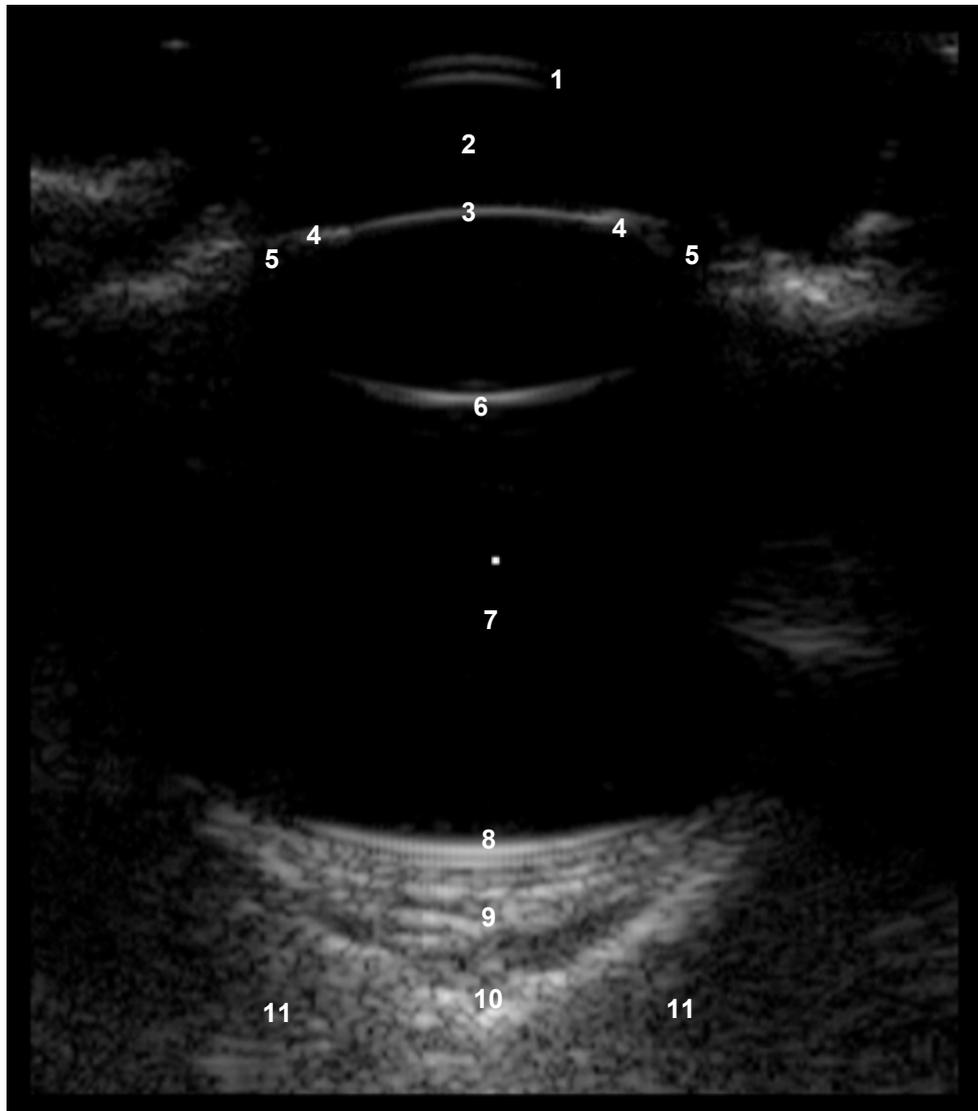


Abbildung 33: OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale horizontale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. 1) Hornhaut, 2) vordere Augenkammer, 3) vordere Linsenkapselformierung, 4) Iris, 5) hintere Augenkammer, 6) hintere Linsenkapselformierung, 7) Glaskörper, 8) hintere Augenkammerwand, 9) Tenonscher Raum, 10) extraokulares Bindegewebe, 11) extraokuläre Muskulatur

4.2.7 Darstellungsmöglichkeiten in der dreidimensionalen Sonographie

Die verschiedenen Augenstrukturen stellten sich in ihrer Echogenität im zwei - und dreidimensionalen Ultraschallbild vollkommen gleich dar. Die Tatsache, dass mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie sowohl die Bildrotation als auch das Durchfächern der verschiedenen Ebenen sowie verschiedene Einstellungsmodi möglich sind, erlaubte völlig neue Perspektiven der intraokularen Strukturen im Gegensatz zur zweidimensionalen Sonographie. Darüber hinaus konnten die räumlichen Beziehungen der verschiedenen Augenstrukturen besser beurteilt werden. Die dreidimensionale Sonographie bot des Weiteren die Möglichkeit, störende Bereiche mit Hilfe des elektronischen Skalpell aus dem Ultraschallbild zu entfernen.

Volumenbild (Oberflächendarstellung)

Die Oberflächendarstellung vermittelte einen gut nachvollziehbaren dreidimensionalen Eindruck der dargestellten Augenstruktur (Abb. 14, 16 – 19, 22, 25, 32). Das Volumenbild konnte in jede Richtung gedreht und durchfächert werden, wodurch die Orientierung im Ultraschallbild und Beurteilung der Lagebeziehung der einzelnen okularen Strukturen zueinander leichter fiel als in der zweidimensionalen Sonographie.

Volumenbild (transparente Darstellungsweise)

Da bei der transparenten Darstellungsweise die gesamte Bildinformation im Volumenbild gezeigt wurde, war in diesem Modus insbesondere die Erkennung von Details möglich (Abb. 15, 26, 27). Der dreidimensionale Eindruck entstand auf dem Bildschirm jedoch nur, wenn das Volumen als kurze sich drehende Videosequenz wiedergegeben wurde.

Dreidimensionale Dopplersonographie (Glass – Body - Modus)

Der Glass – Body - Modus lieferte wertvolle Informationen bezüglich des Blutflusses im Augenfächer (Abb. 28 - 30). Diese Funktion konnte auch ausgestellt werden, so dass der Augenfächer als graue echogene Struktur auf dem Monitor zur Darstellung kam. Dies war in den Fällen hilfreich, in denen der Blutfluss unauffällig war, sich aber Hinweise auf eine Pecten - Missbildung in der ophthalmoskopischen Untersuchung ergeben hatten. Der Untersucher war auf diese Weise nicht mehr von der Darstellung des Blutflusses abgelenkt und konnte sich auf die Konturen des Pecten oculi konzentrieren.

Vierquadrantenbildschirm

Der Vierquadrantenbildschirm (Abb. 34) ermöglichte eine gute Übersicht über das dreidimensionale Volumen zu Beginn der Auswertung und zur Auswahl des ROI (Region – of- Interest). Jeder einzelne Quadrant konnte auch als Vollbild auf dem Monitor dargestellt werden (Abb. 20, 21, 31 – 33). Darüber hinaus konnten die Einzelbilder jedes Quadranten in direkter Folge durchgesehen werden. Auf diese Weise wurden Strukturen, die im dreidimensionalen Volumen teilweise durch andere Objekte überlagert wurden, detailliert erkennbar. Dies traf beispielsweise für den Sehnerv zu.

Der Quadrant, der die Aufsicht auf das Auge zeigte, stellte eine rein durch das Computerprogramm berechnete Ebene dar. Damit ist diese Perspektive des Auges einzigartig für die dreidimensionale Sonographie und mittels der konventionellen Sonographie nicht verfügbar.

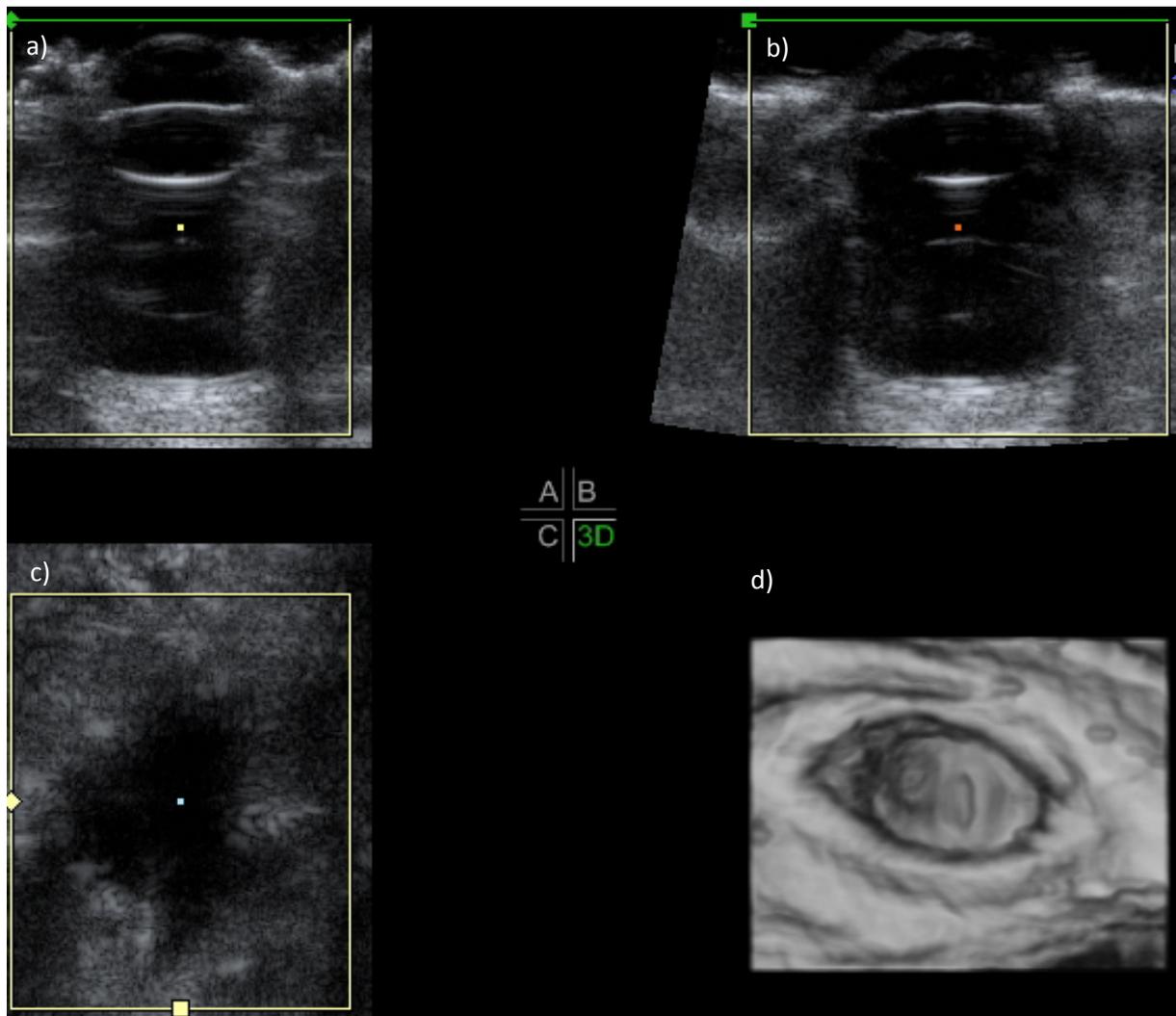


Abbildung 34: Vierquadrantenbildschirm; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild; grünes Kästchen: Region – of - Interest (ROI)

Nischen - Modus

Mit Hilfe des Nischen - Modus konnten die Lageverhältnisse der einzelnen Strukturen im Auge leicht veranschaulicht werden (Abb. 35). Somit eignete sich dieser Modus vor allem bei unklaren Lagebeziehungen einzelner Augenstrukturen im Vergleich zu ihrer Umgebung. Bei gesunden Augen war die Lokalisation der Binnenstrukturen des Auges stets deutlich ohne den Nischen - Modus erkennbar. Bei pathologischen Veränderungen war dieser Modus teilweise jedoch unverzichtbar.

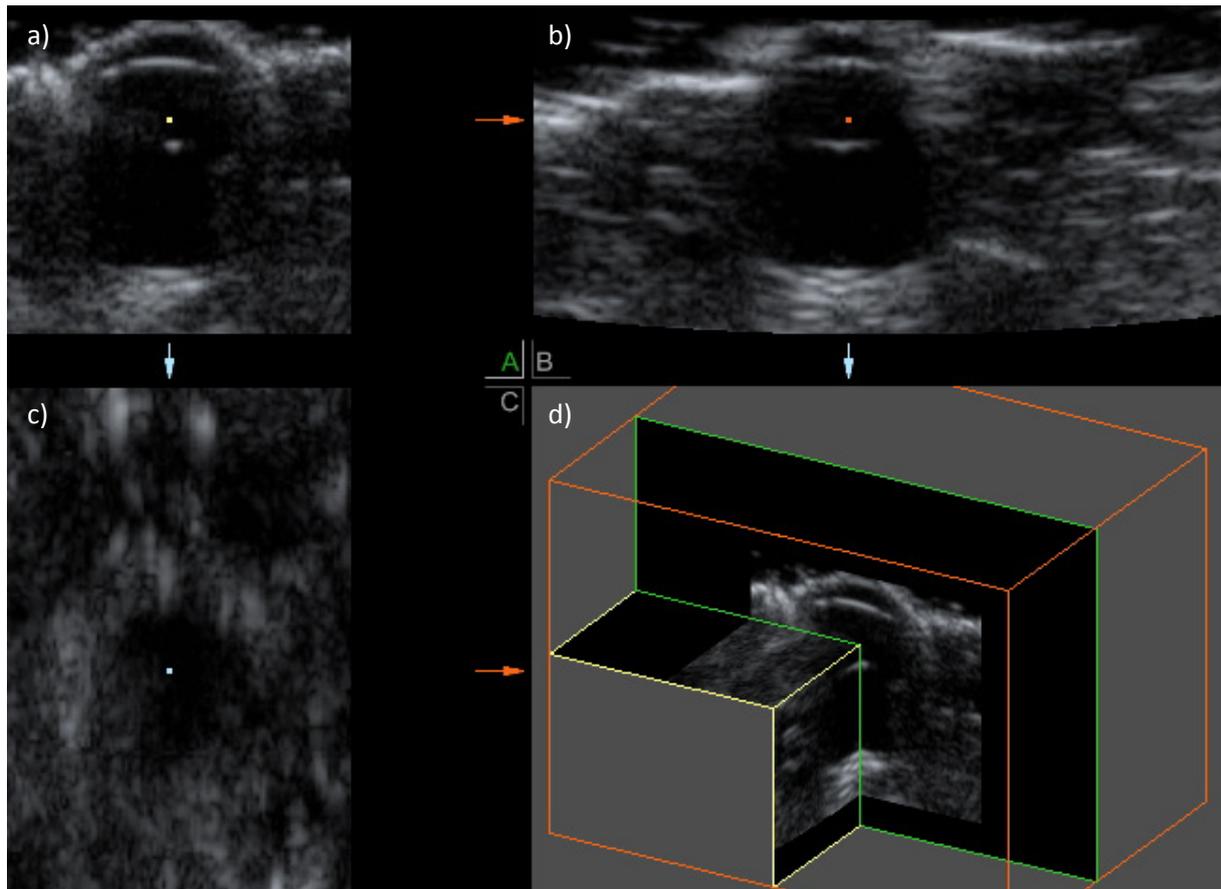


Abbildung 35: Nischen – Modus; OD; Auge eines Nymphensittichs (*Nymphicus hollandicus*); Axiale vertikale Schallebene; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** Ansicht im Nischen - Modus

Tomografische Ultraschallbildgebung

Die tomografische Ultraschallbildgebung soll insbesondere den Vergleich der Ultraschallbilder mit anderen bildgebenden Verfahren wie beispielsweise der Computertomographie erleichtern (Abb. 36). Dies war im Rahmen dieser Arbeit nicht erforderlich, was die seltene Anwendung dieses Modus erklärt. In Einzelfällen ermöglichte die tomografische Ultraschallbildgebung jedoch einen guten Gesamtüberblick der einzelnen Ultraschallschnittbilder, da sie gleichzeitig auf dem Monitor erschienen und so gut miteinander verglichen werden konnten.

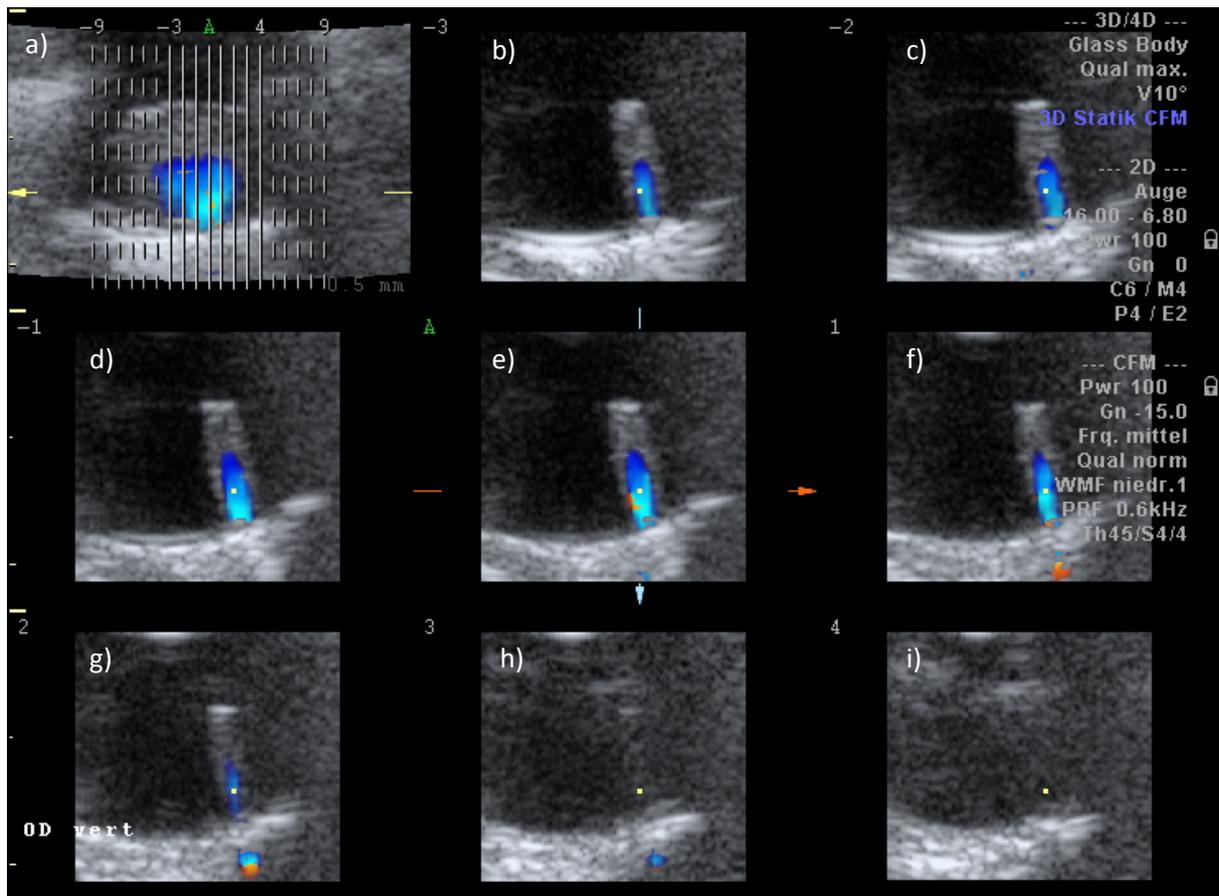


Abbildung 36: Tomografische Ultraschallbildgebung; OD; Auge eines Turmfalken (*Falco tinnunculus*); Axiale vertikale Schallebene; **a)** sonographisch erfasste Ebene; Festlegung des Abstands der tomografischen Schnitte durch das Auge; **b – i)** tomografische Ultraschallschnitte durch das Auge

4.3 Dreidimensionale Ultraschalldarstellung pathologischer Veränderungen am hinteren Augensegment

Die meisten Wildvögel wurden aufgrund eines Traumaverdachts an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische vorgestellt. Daher standen bei den Wildvögeln, die im Rahmen dieser Arbeit untersucht wurden, insbesondere Augenveränderungen mit traumatischer Ätiologie im Vordergrund. Bei den anderen untersuchten Vogelarten konnten insbesondere entzündliche Augenveränderungen und auch angeborene Läsionen beobachtet werden. Jedoch war die Abklärung der Ätiologie nicht in allen Fällen möglich.

In 18,7 % (n = 17) der Fälle war das hintere Augensegment aufgrund von Trübungen der Hornhaut oder der Linse bzw. aufgrund von Blutungen in die vordere Augenkammer oder in den Glaskörperraum nicht beurteilbar. In diesen Fällen lieferte die dreidimensionale Sonographie wertvolle Informationen. So konnte erst mit Hilfe der sonographischen Untersuchung eine Aussage darüber getroffen werden, ob das hintere Augensegment unversehrt oder verändert war, was entscheidende Auswirkungen auf die jeweilige Prognose des betroffenen Tieres hatte.

4.3.1 Bulbus

„Pop – Eye - Syndrom“

Die Diagnose „Pop – Eye - Syndrom“ (Abb.38) wurde ophthalmologisch bei 7,7 % der untersuchten Tiere (n = 7) gestellt, wobei sechs Hühner und eine Taube betroffen waren. Die Veränderung trat mit einer Inzidenz von 71,4 % (n = 5) beidseits und in 28,6 % der Fälle (n = 2) einseitig auf. Während bei den Hühnern eine vererbte und damit angeborene Krankheit als wahrscheinlichste Ursache galt, konnte die Ätiologie bei der Taube nicht eindeutig geklärt werden. Sie wurde aufgrund eines Traumas an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische vorgestellt, des Weiteren wurde bei ihr virologisch ein Taubencircovirus (CoCV) diagnostiziert. Auch eine genetische Komponente musste in Betracht gezogen werden.

Sonographisch konnte eine Zunahme des gesamten Bulbusdurchmessers beobachtet werden, was durch eine Vertiefung der vorderen Augenkammer zustande kam (Abb. 37). Insgesamt war die Veränderung bei 91,7 % der betroffenen Augen (n = 11) mit Hilfe der Sonographie darstellbar. Lediglich ein Auge mit geringgradigen Veränderungen war im Ultraschallbild vollkommen unauffällig. Daneben traten in vielen Fällen eine Reihe weiterer Veränderungen wie Anomalien des Sehnervs, Netzhautablösungen und Missbildungen des Augenfächers im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“ auf.

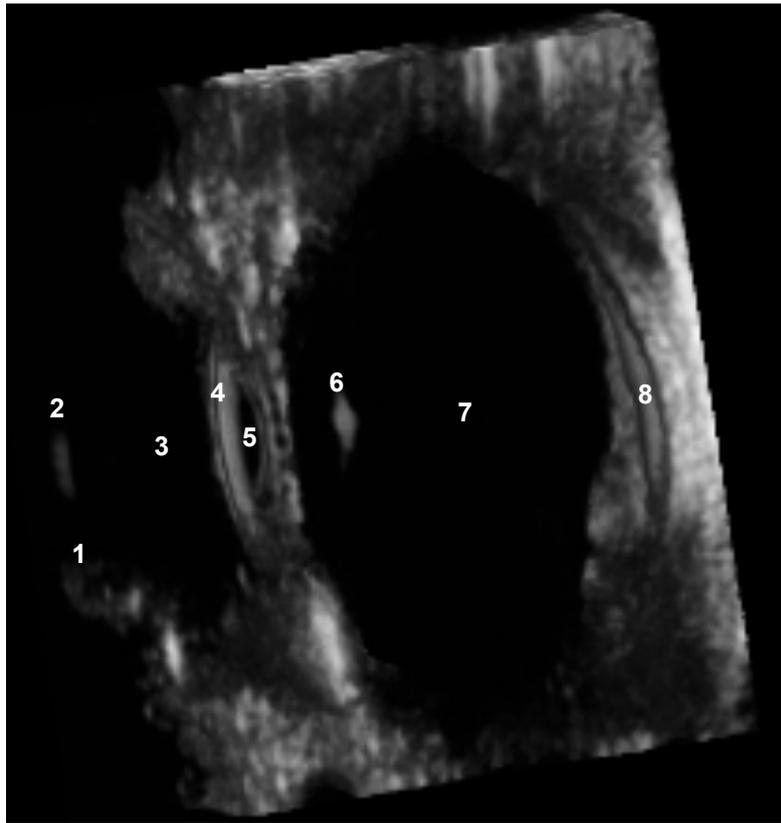


Abbildung 37: Vergrößerung der Bulbusdimensionen beim „Pop – Eye - Syndrom“ aufgrund Vertiefung der vorderen Augenkammer; OD; Auge eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); seitliche Ansicht; Axiale vertikale Schnittebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Transparente Darstellungsweise; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) Augenlid, 2) Hornhaut, 3) vertiefte vordere Augenkammer, 4) Iris, 5) Pupille, 6) hintere Linsenkapsel, 7) Glaskörper, 8) hintere Augenwand



Abbildung 38: OD; Auge des Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*) von Abb. 37; Fotografie; Vergrößerung der Bulbusdimensionen beim „Pop – Eye - Syndrom“ aufgrund Vertiefung der vorderen Augenkammer

Exophthalmus

Ein Kongo - Graupapagei wurde wegen Exophthalmus und einer hochgradigen Umfangsvermehrung der Augenumgebung an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische vorgestellt. Sein rechtes Auge erschien zudem lageverändert (Abb. 39). Aufgrund eines Schädelröntgens ergaben sich Hinweise auf einen raumfordernden retrobulbären Prozess.

Mit Hilfe der Sonographie konnte dieser Verdacht bestätigt und die retrobulbäre Umfangsvermehrung genauer beschrieben werden. Es handelte sich um eine echofreie bis weitgehend echoarme Struktur, die auf einigen zweidimensionalen Schnittbildern gekammert erschien. Außerdem konnte aufgrund der retrobulbären Raumforderung eine hochgradige Deformation der hinteren Augenhaut sowie seitlichen Bulbusbegrenzung festgestellt werden. Letztere wölbte sich weit in den Glaskörper hinein (Abb. 40). Die Rotation des dreidimensionalen Volumens auf dem Monitor trug dazu bei, ein gutes Verständnis für die räumlichen Zusammenhänge und damit für das Ausmaß der Veränderung entwickeln zu können.

Laut der späteren histologischen Untersuchung des entnommenen Auges handelte es sich um ein zystenbildendes Adenom der Tränendrüse.



Abbildung 39: Exophthalmus, hochgradige Umfangsvermehrung und Lageveränderung des Auges eines Kongo - Graupapageis (*Psittacus erithacus erithacus*); OD

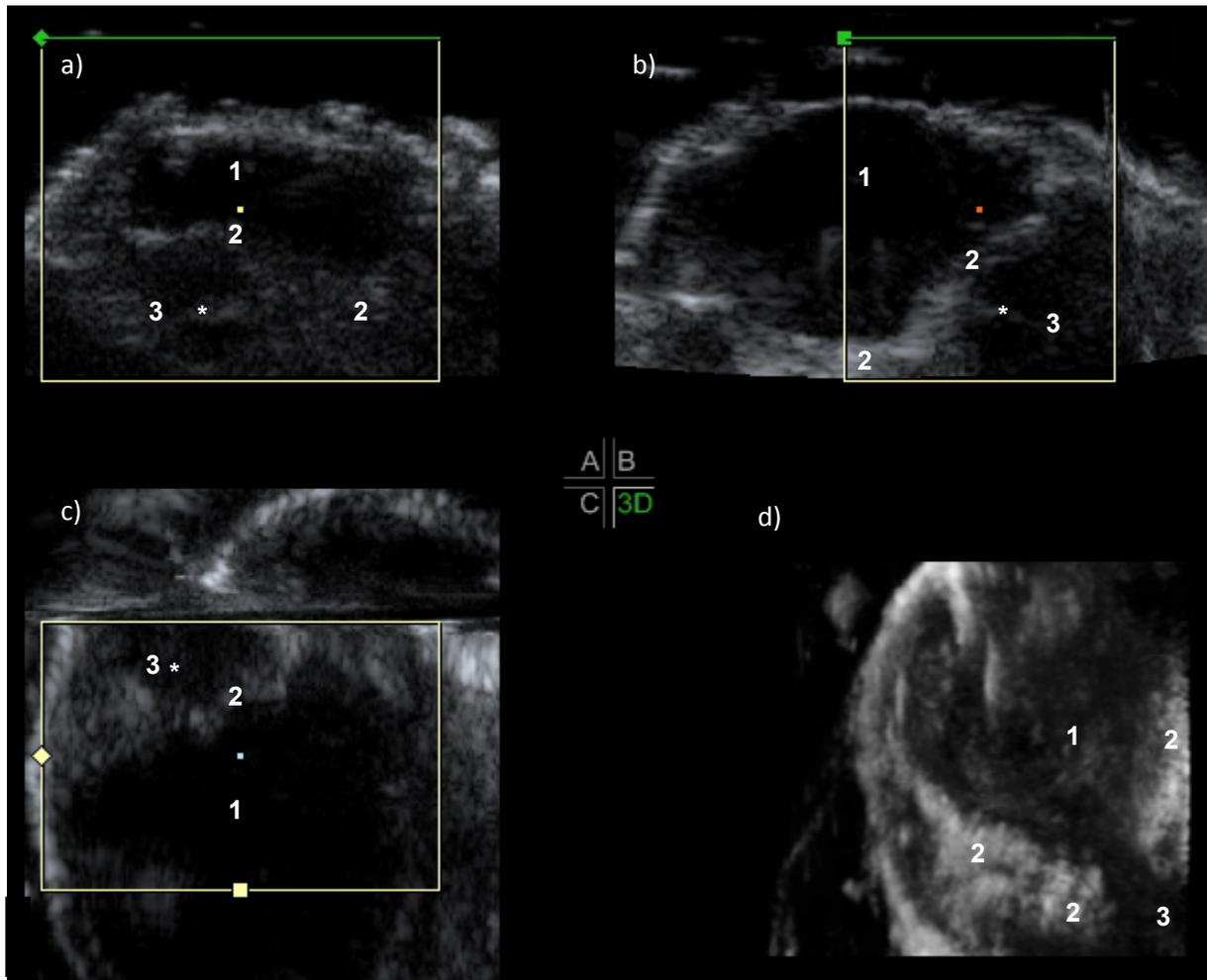


Abbildung 40: Sonographisches Erscheinungsbild des raumfordernden, retrobulbären Prozesses; OD; Kongo - Graupapagei (*Psittacus erithacus erithacus*); Axiale vertikale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild (transparente Darstellungsweise); grünes Kästchen: Region – of - Interest (ROI). **1)** Glaskörper, **2)** seitliche Bulbusbegrenzung und hintere Augenwand; **3)** raumfordernder, retrobulbärer Prozess; ***)** Kammerung der retrobulbären Umfangsvermehrung, erkennbar in den zweidimensionalen Schnittbildern

Endophthalmie

Eine Endophthalmie trat im Rahmen dieser Arbeit bei einem Haushuhn auf. Aufgrund einer Katarakt war es im Rahmen der ophthalmologischen Untersuchung nicht möglich das hintere Augensegment einzusehen.

Somit konnte die Diagnose Endophthalmie erst mit Hilfe der sonographischen Untersuchung gestellt werden. Im Glaskörper waren viele feine helle Echos gleichmäßig verteilt, was zu einer Echogenitätszunahme des gesamten Corpus vitreum führte (Abb. 41). Darüber hinaus war eine deutliche Dickenzunahme der hinteren Bulbuswand erkennbar.

Bei dem Tier waren im Vorfeld bereits eine Ablatio retinae und eine Iris bombé festgestellt worden, so dass die Endophthalmie wahrscheinlich eine Folgereaktion auf diese Veränderungen darstellte.

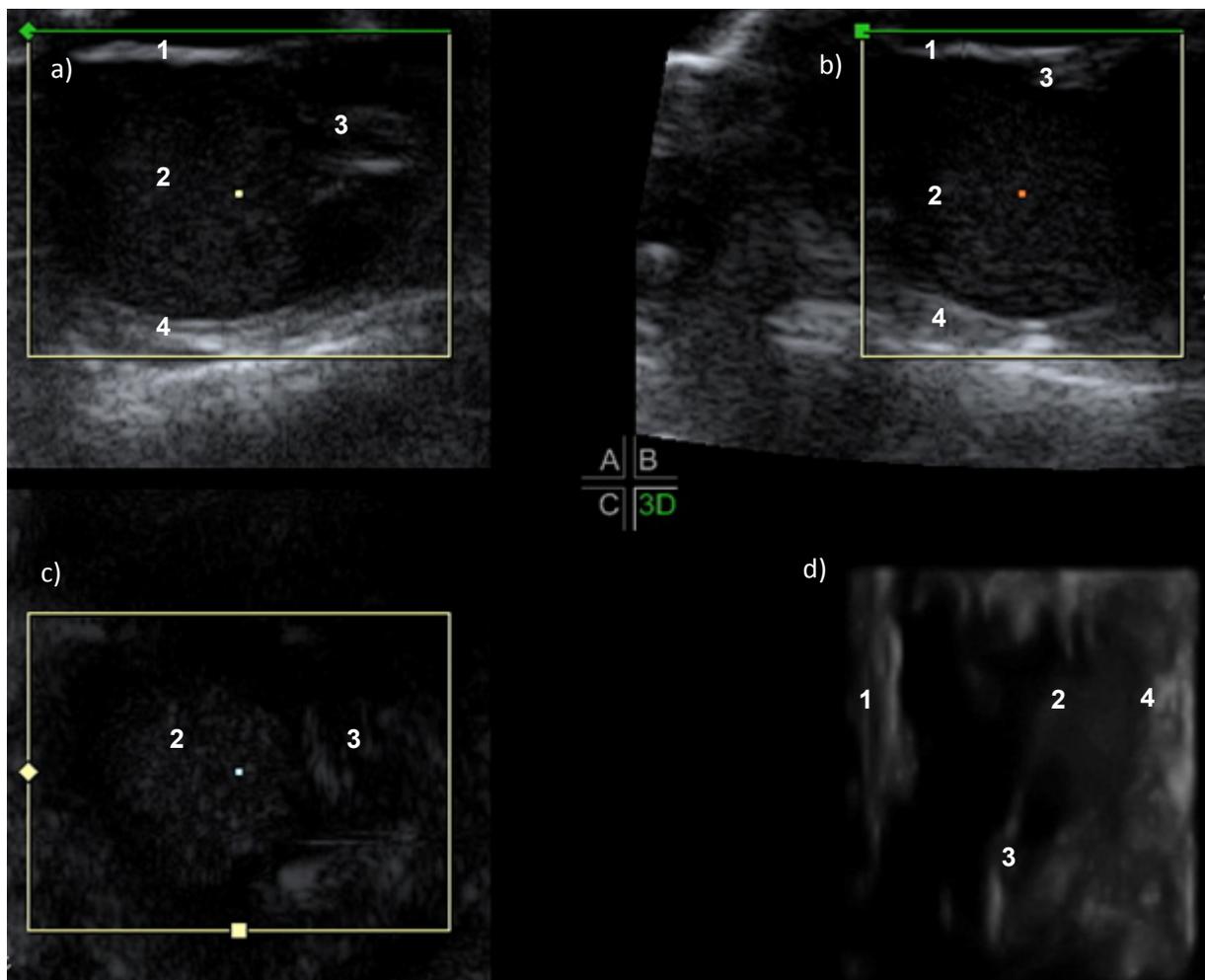


Abbildung 41: Endophthalmie; OS; Auge eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); Axiale vertikale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild; grünes Kästchen: Region – of-Interest (ROI). **1)** hintere Linsenkapsel, **2)** Echogenitätszunahme des Glaskörpers, **3)** alte organisierte Netzhautablösung, **4)** Verdickung der hinteren Augenwand

Phthisis bulbi

Bei einer Verlaufskontrolle des Huhnes mit der Endophthalmie wurde sonographisch eine Phthisis bulbi festgestellt. Äußerlich konnte bei der ophthalmologischen Untersuchung keine Lageveränderung des Augapfels erkannt werden. Eine Ophthalmoskopie konnte wegen der bestehenden Katarakt nicht durchgeführt werden.

Im Ultraschallbild erschien der gesamte Augapfel verformt (Abb. 42). Vordere Augenkammer und Glaskörperraum stellten sich stark verkleinert dar, was sich in einer Verkürzung des Bulbusdurchmessers insgesamt äußerte. Die hintere Augenkammer war verdickt und stark deformiert. Die Phthisis bulbi wurde bei dem betroffenen Huhn als Spätfolge der massiven Veränderungen sowie der damit verbundenen Entzündungsreaktion des Auges angesehen.

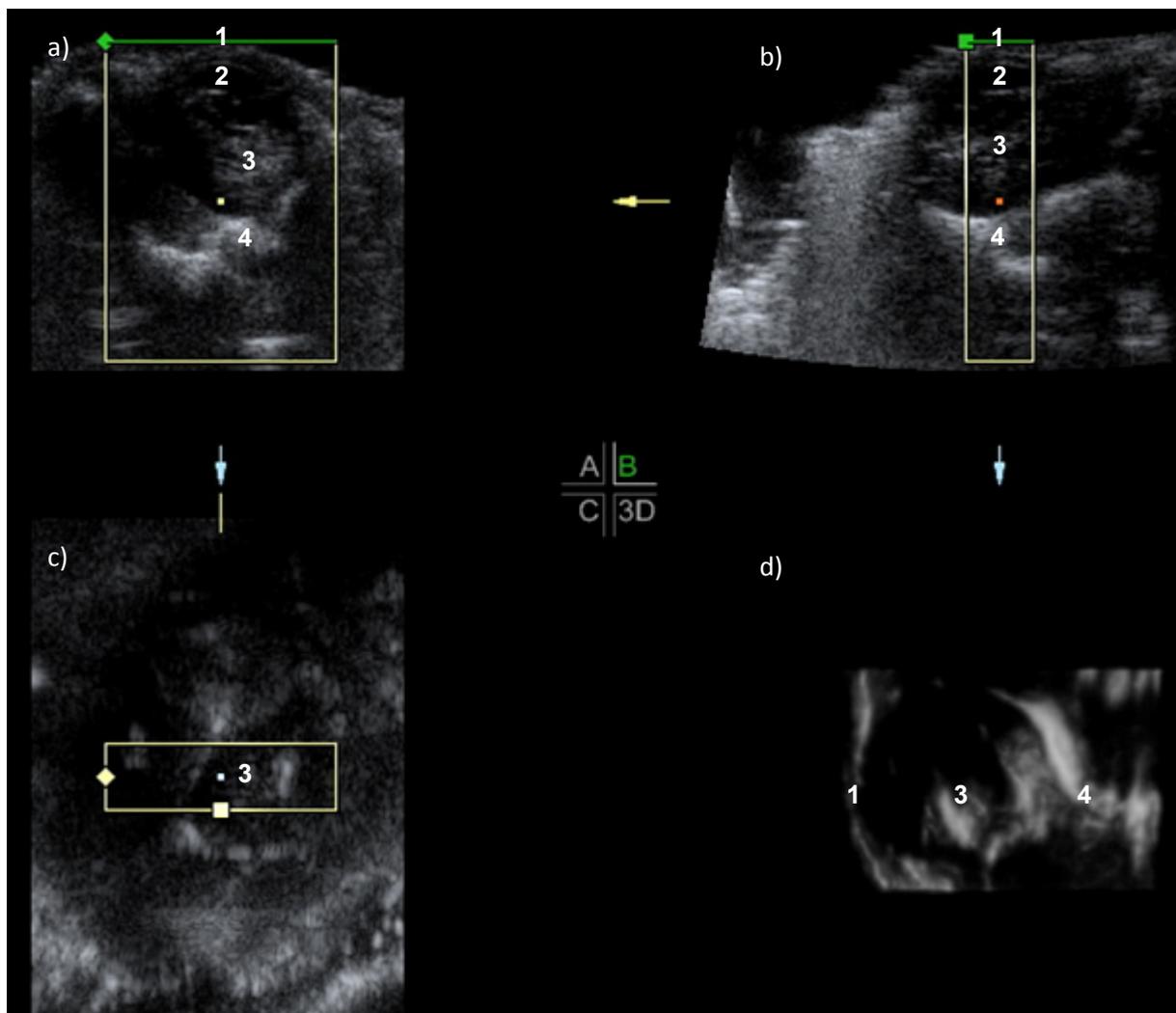


Abbildung 42: Phthisis bulbi mit völliger Desorganisation des gesamten Bulbus; OS; Auge eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); Axiale vertikale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild; grünes Kästchen: Region – of - Interest (ROI). **1)** Hornhaut, **2)** Linse, **3)** Glaskörpertrübung, **4)** verdickte, deformierte hintere Augenkammer

Glaukom

Bei einer Blaustirnamazone mit Glaukom konnte im Rahmen der ophthalmologischen Untersuchung das hintere Augensegment aufgrund einer hochgradigen Trübung der Linse nicht eingesehen werden. Im Ultraschallbild war die Vergrößerung des gesamten Augapfels bei gleichzeitiger Verkleinerung der vorderen Augenkammer erkennbar (Abb. 43). Durch Ausmessen der betroffenen Strukturen und Vergleich der Ergebnisse mit den Daten des gesunden Auges konnten die Veränderungen der Bulbusdimensionen bestätigt werden.

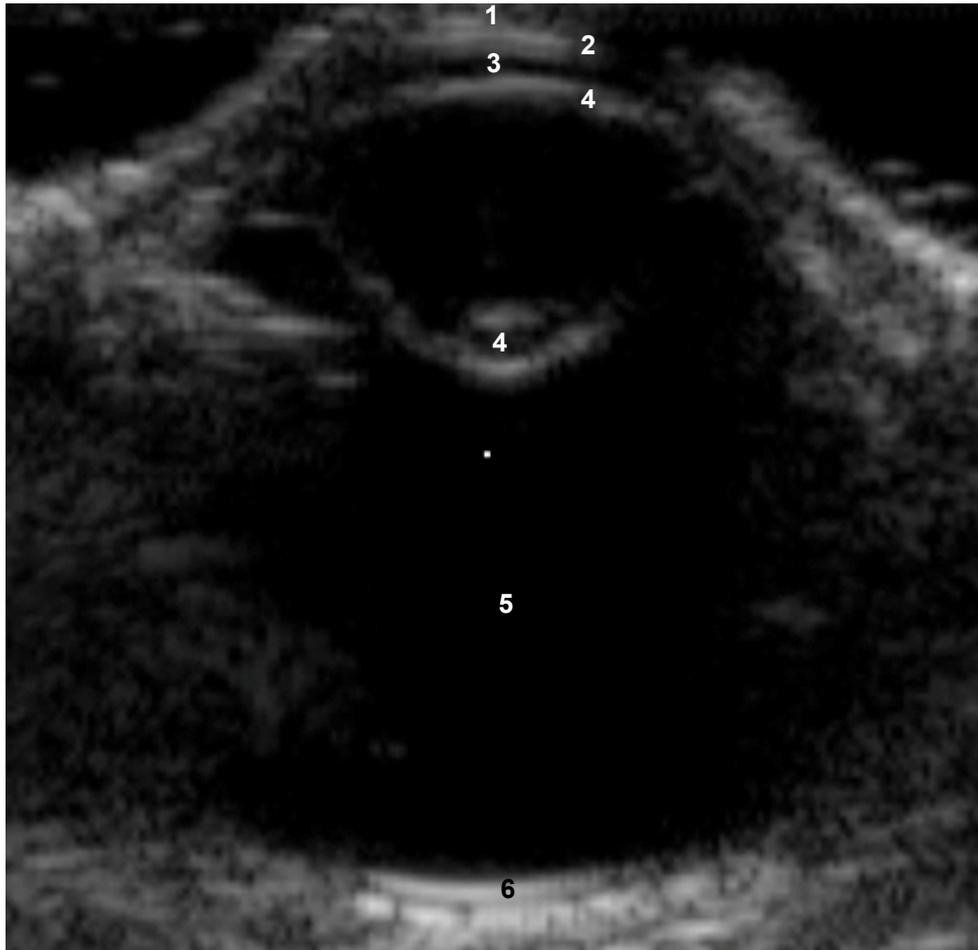


Abbildung 43: Glaukom mit Vergrößerung des Augapfels und Verkleinerung der vorderen Augenkammer; OS; Auge einer Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Augenlid, **2)** Hornhaut, **3)** verkleinerte vordere Augenkammer, **4)** kataraktös veränderte Linse, **5)** Glaskörper, **6)** hintere Augenwand

4.3.2 Glaskörper

Hämorrhagien in den Glaskörperraum

23,1 % der untersuchten Tiere (n = 21) wiesen Einblutungen in den Glaskörperraum auf, wobei mit einer Häufigkeit von 76,2 % (n = 16) beide Augen und in 23,8 % der Fälle (n = 5) jeweils nur ein Auge betroffen war. Die meisten Einblutungen in den Glaskörperraum gingen vom Pecten oculi aus. Bei allen betroffenen Vögeln lag der Verdacht auf ein vorangegangenes Trauma nahe.

Sonographisch konnten 84 % der Einblutungen (n = 21) bestätigt werden, 16 % der veränderten Augen (n = 4) erschienen im Ultraschallbild vollkommen unauffällig. Insbesondere geringgradige Einblutungen in der Peripherie sowie minimale frische Hämorrhagien entgingen der sonographischen Darstellung, da sowohl geringgradige als auch frische Einblutungen nur sehr wenig echogen waren. Ihre Darstellung gelang auch durch Erhöhung der Gesamtverstärkung nicht; hierbei nahm jedoch meist das sogenannte Rauschen im Ultraschallbild zu.

Hochgradige frische Einblutungen äußerten sich im Ultraschallbild durch eine Echogenitätszunahme des Glaskörpers, so dass viele kleine helle Echos im Bereich der Hämorrhagie sichtbar waren. Je älter die Einblutungen bereits waren, desto organisierter und echoreicher erschienen sie im sonographischen Bild (Abb. 44, 45). Sie stellten sich als mäßig bis stark echogene, vom Glaskörper gut abgrenzbare Strukturen in Form von Blutkoagula dar.

Hämorrhagien in unmittelbarer Umgebung zum Augenfächer konnten mit Hilfe der transversalen Schallebene sehr leicht ermittelt werden, während Einblutungen in der Peripherie meist schwieriger zu finden waren. In vielen Fällen lag im Randbereich des Auges ein Schallschatten durch den Skleralring vor, wodurch das Auffinden von peripheren Einblutungen im Ultraschallbild erschwert wurde.

Somit war es nicht nur vom Alter oder dem Ausmaß einer Blutung abhängig, ob die sonographische Darstellung gelang oder nicht. Zusätzlich spielte auch die Lokalisation der Hämorrhagie eine wichtige Rolle.

In einigen Fällen konnten mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie beim Durchfächern der einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder Verbindungen der Hämorrhagien zur hinteren Linsenkapsel oder zur hinteren Augewand entdeckt werden (Abb. 45).

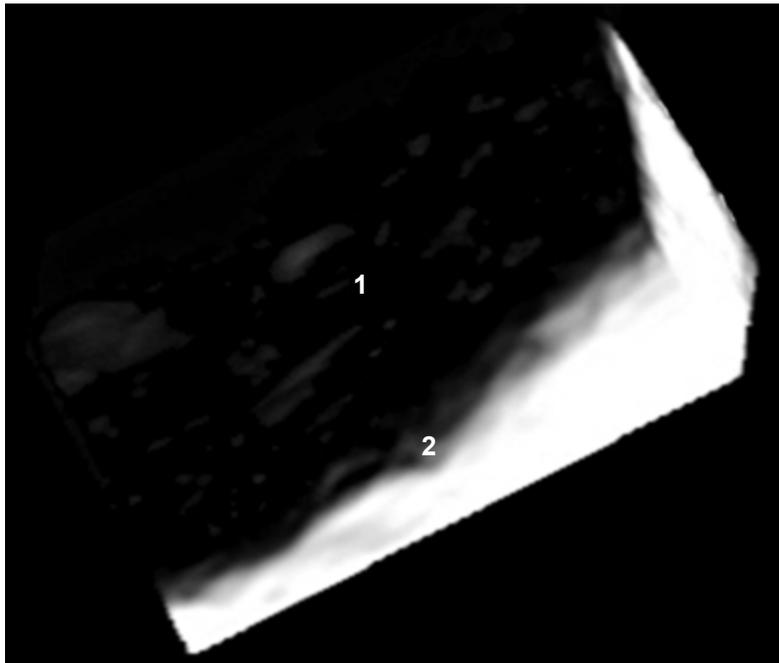


Abbildung 44: Mäßig echogene, sich in Organisation befindende Einblutung; OS; Auge eines Waldkauzes (*Strix aluco*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung des Volumenbildes; transparente Darstellungsweise; seitliche Ansicht. **1)** Glaskörper mit mäßig echogenen Einblutungen, **2)** hintere Augenwand

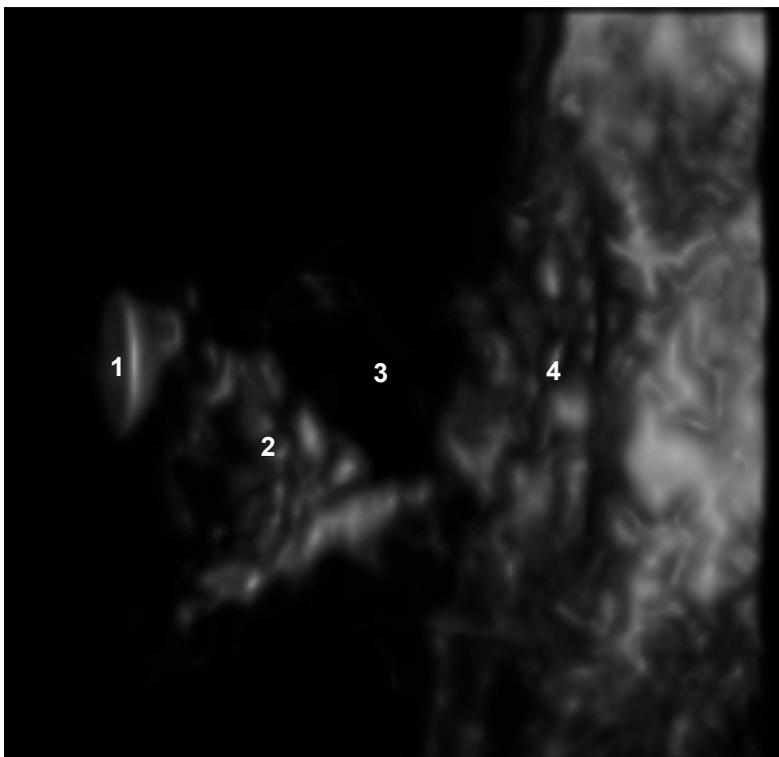


Abbildung 45: Echogene, organisierte Einblutung mit Verbindung zur hinteren Augenwand; OS; Auge; Grünspecht (*Picus viridis*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; seitliche Ansicht; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. **1)** hintere Linsenkapsel, **2)** echogene, organisierte Einblutung mit Anheftungszonen an der hinteren Linsenkapsel und an der hinteren Augenwand, **3)** Glaskörper, **4)** hintere Augenwand

Fibrinansammlung im Glaskörper

6,6 % der Vögel (n = 6) fielen bei der Augenuntersuchung durch Fibrinansammlungen im Glaskörper auf. Davon zeigten 83,3 % (n = 5) einseitige Veränderungen, bei 16,7 % (n = 1) waren beide Augen betroffen. Meistens handelte es sich bei den Fibrinansammlungen wahrscheinlich um eine Spätfolge von Hämorrhagien. In zwei Fällen wurde eine gleichzeitig bestehende Katarakt als mögliche Ursache angesehen.

In allen Fällen gelang es, die Fibrinansammlung im Glaskörper sonographisch darzustellen. Das sonographische Erscheinungsbild reichte von kleineren punktförmigen Strukturen bis hin zu größeren strang- oder membranartigen Gebilden (Abb. 49). Es handelte sich stets um deutlich umschriebene Strukturen von mäßiger bis starker Echogenität.

Allein aufgrund des Ultraschallbildes war es allerdings nicht möglich, geringgradige sowie diffus verteilte Fibrinansammlungen eindeutig von Hämorrhagien oder Entzündungsprodukten im Glaskörperaum zu differenzieren.

Beim Durchfächern der zweidimensionalen Einzelschnittbilder wurde ebenso wie bei den Blutungen auf mögliche Anheftungsbezirke des Fibrins mit der hinteren Linsenkapsel oder der hinteren Augenwand geachtet. Bei einem Mäusebussard wurde auf diese Weise eine Traktionsamotio diagnostiziert (Abb. 46, 47, 48).

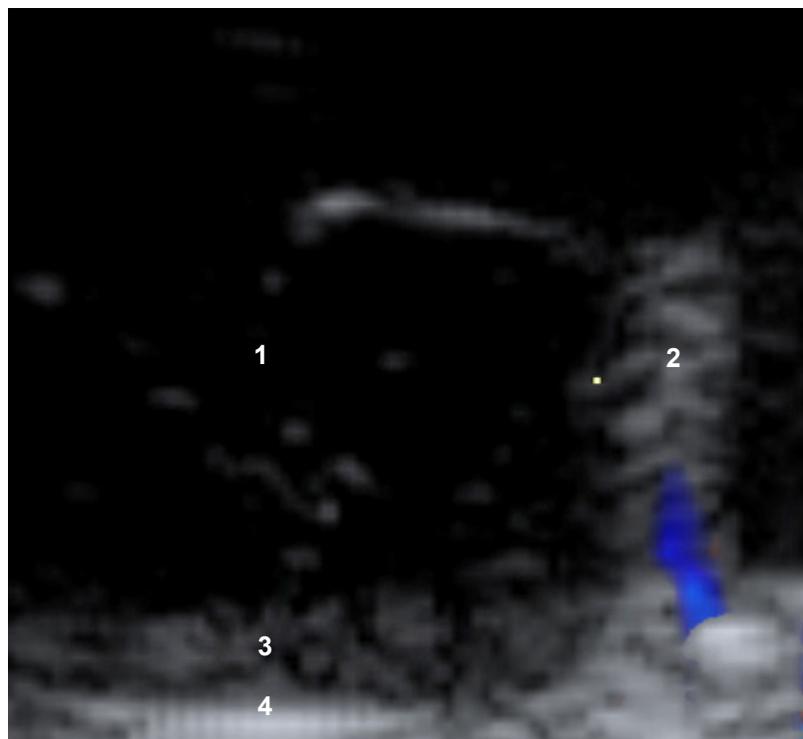


Abbildung 46: Fibrinansammlung (punktförmig bis membranartig) im Glaskörperaum in der Nähe des Augenfächers; Als Folgeerscheinung trat bei diesem Tier eine Traktionsamotio auf; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen zweidimensionalen Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Glaskörper mit Fibrin, **2)** Pecten oculi, **3)** Verklebungsbezirk des Fibrins mit der hinteren Augenwand, **4)** hintere Augenwand

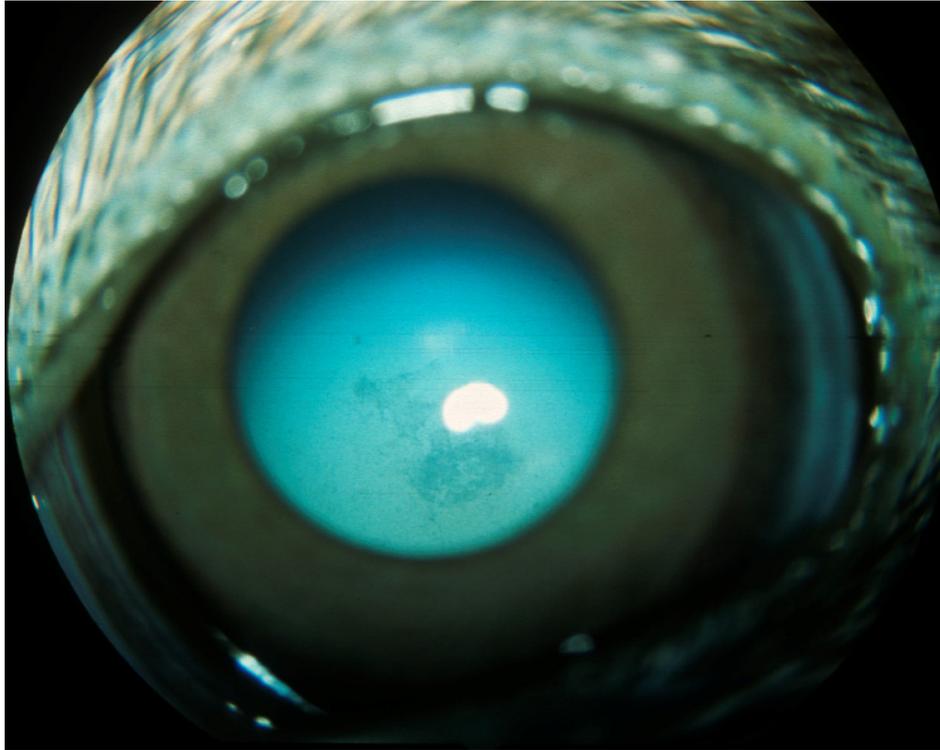


Abbildung 47: Fundusfotografie, OD; Auge des Mäusebussards von Abb. 46, Fibrinansammlung im Glaskörperraum

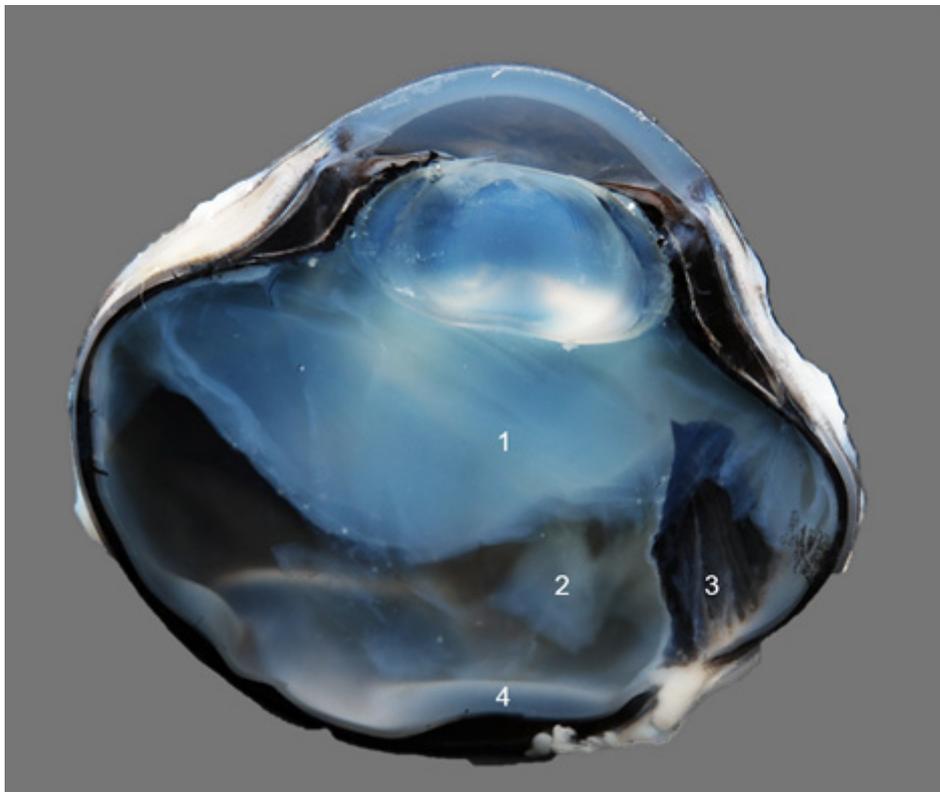


Abbildung 48: OD; Auge des Mäusebussards (*Buteo buteo*) von Abbildung 46, dorsaler Bulbusanteil; Fibrinansammlung im Glaskörperraum in der Nähe des Augenfächers; Traktionsamotio. 1) Glaskörper, 2) Fibrinansammlung, 3) Pecten oculi, 4) Traktionsamotio (Kamerareinstellungen: Blende = 16, Belichtung = 1/100 s, Abstand = 60 mm)

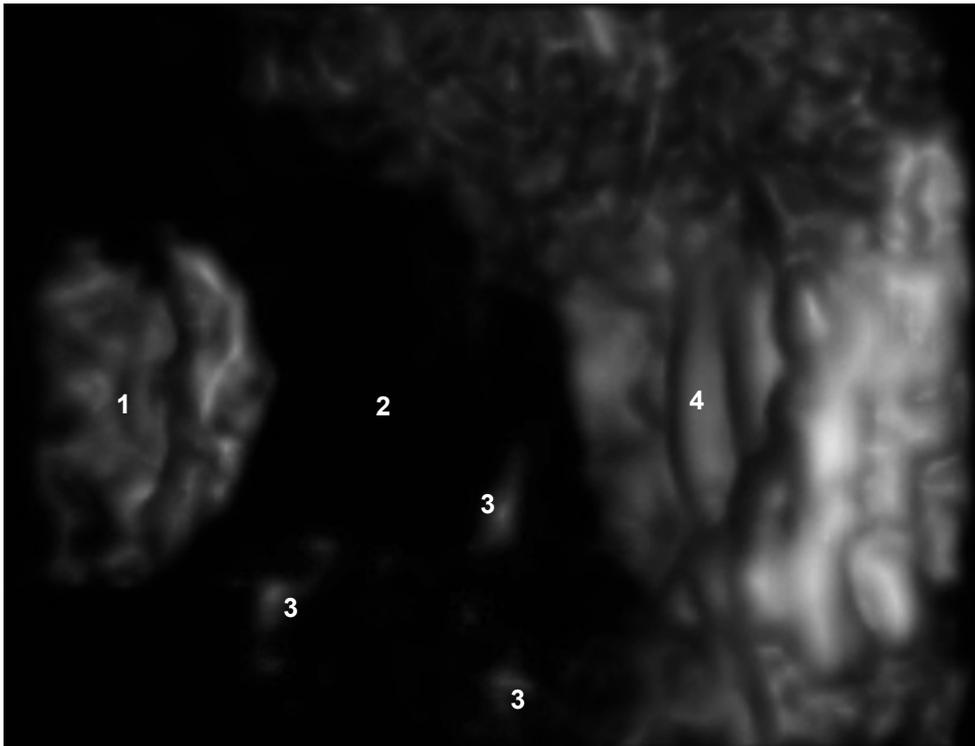


Abbildung 49: Mäßig echogene Fibrinansammlung in der Nähe der hinteren Linsenkapsel bei Vorliegen einer Katarakt; OS; Auge eines Nymphensittichs (*Nymphicus hollandicus*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; seitliche Ansicht; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. **1)** kataraktös veränderte hintere Linsenkapsel, **2)** Glaskörper, **3)** Fibrin, **4)** hintere Augenwand

Glaskörpertrübungen

Glaskörpertrübungen traten mit einer Inzidenz von 6,6 % (n = 6) auf. Bei allen Vögeln war lediglich ein Auge betroffen. Die Veränderungen traten sowohl im Zusammenhang mit dem Pop – Eye - Syndrom als auch als Folgeerscheinungen von Traumata auf.

Glaskörpertrübungen waren in allen Fällen sonographisch erkennbar und äußerten sich als feine, helle, gleichmäßig verteilte Echos im Glaskörperraum. Damit waren sie anhand des Ultraschallbildes nicht eindeutig von Blutungen oder Fibrinansammlungen differenzierbar.

Die Abbildungen 50 und 51 zeigen das Auge eines Waldkauzes, welches sich in der Augenuntersuchung durch fehlende Linsengrenzflächen, einen großflächigen getrübbten Bereich und Hämorrhagien im Glaskörper auszeichnete. Es bestand der Verdacht auf eine Kapselruptur in Verbindung mit einer Luxatio posterior. Die Trübung kam wahrscheinlich durch das Linsenmaterial zustande. Sie stellte sich in diesem Fall als hyperechogene Masse umgeben von weniger echogenen, kleinen und gleichmäßig verteilten Echos dar. Der Übergang von Glaskörpertrübung zu Hämorrhagie konnte anhand des Ultraschallbildes nicht nachvollzogen werden. Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie konnten Verklebungsbezirke der Glaskörpertrübung mit der hinteren Augenwand festgestellt werden, was sich durch die postmortale Untersuchung bestätigte.

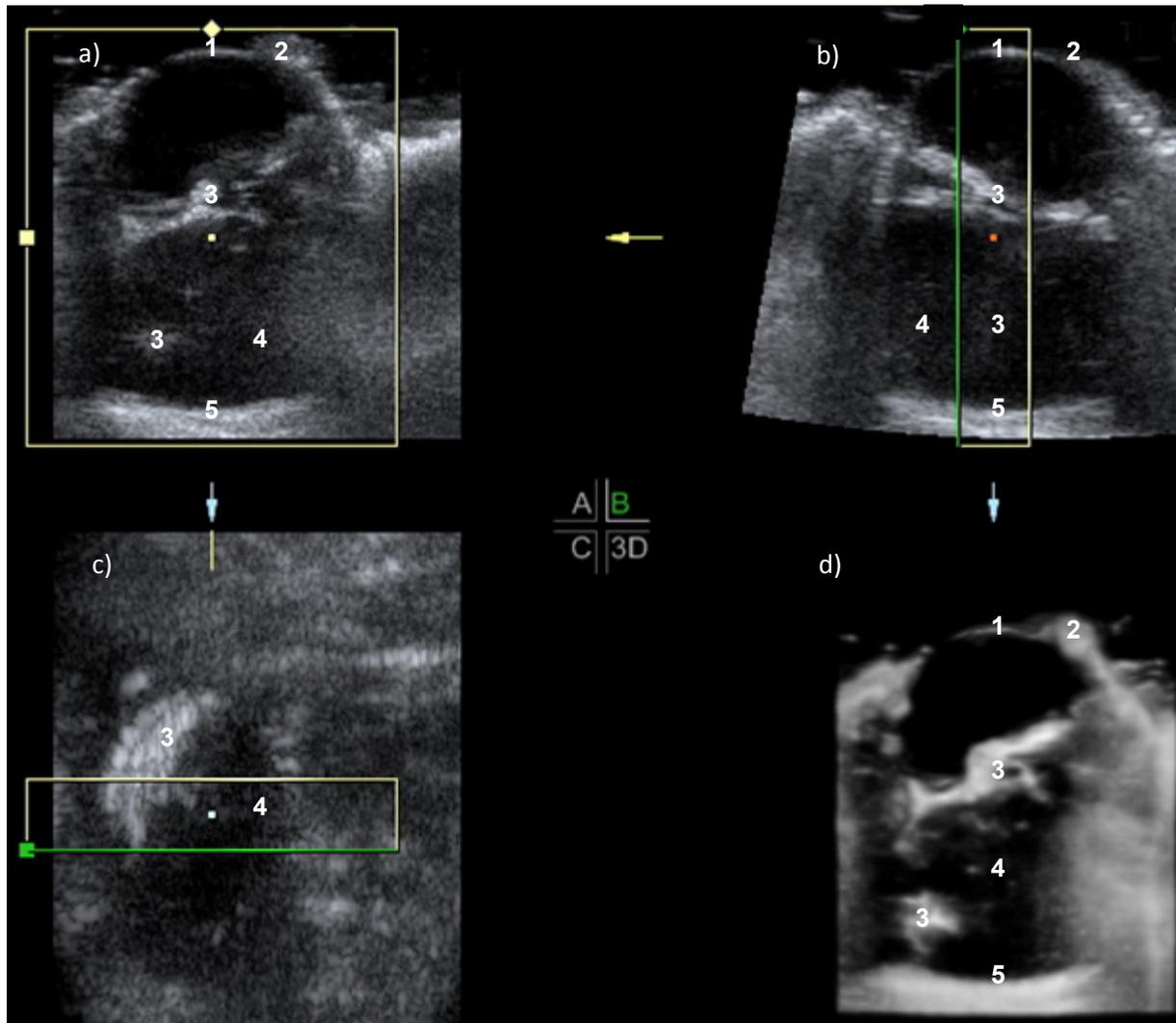


Abbildung 50: Fehlende Linsengrenzflächen und Glaskörpertrübung mit Verklebungsbezirken zur hinteren Augenhaut; OD; Waldkauz (*Strix aluco*); Axiale vertikale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild; grünes Kästchen: Region – of - Interest (ROI). **1)** Hornhaut, **2)** Augenlid, **3)** Glaskörpertrübung und Linsenmaterial mit Verbindung zur hinteren Augenhaut, **4)** Glaskörpertrübung oder Hämorrhagie, **5)** hintere Augenhaut



Abbildung 51: OD; Auge des Waldkauzes (*Strix aluco*) von Abbildung 50; ventraler Bulbusanteil; Fehlende Linsengrenzflächen; Glaskörpertrübung mit Linsenmaterial und Anheftungsbezirken zur hinteren Augenwand. **1)** Glaskörpertrübung sowie verbleibendes Linsenmaterial, **2)** Verbindung zur hinteren Augenwand, **3)** Hämorrhagie, **4)** Pecten oculi, **5)** hintere Augenwand; (Kameraeinstellungen: Blende = 16, Belichtung = 1/100 s, Abstand = 60 mm)

Fluktuierende Membranen im Glaskörperraum

7,7 % der Vögel (n = 7) wiesen fluktuierende Membranen im Glaskörperraum auf. 71,2 % (n= 5) zeigten die Läsionen an einem Auge, 28,6 % (n = 2) der Tiere waren bilateral betroffen. Fluktuierende Membranen wurden im Zusammenhang mit Traumata, einer Katarakt sowie dem „Pop – Eye - Syndrom“ beobachtet.

Im Ultraschallbild konnten fluktuierende Membranen in allen Fällen dargestellt werden. Sie erschienen als unregelmäßig geformte, strangartige Linien von mittlerer Echogenität (Abb. 52). Im Zweifelsfall erfolgte nach der sonographischen Untersuchung eine erneute Ophthalmoskopie, um die fluktuierenden Membranen nicht mit einer Netzhautablösung zu verwechseln. In der Regel stellten sich letztere aber wesentlich echogener dar, in einigen Fällen konnten aber auch Netzhautablösungen von nur mäßiger Echogenität beobachtet werden.

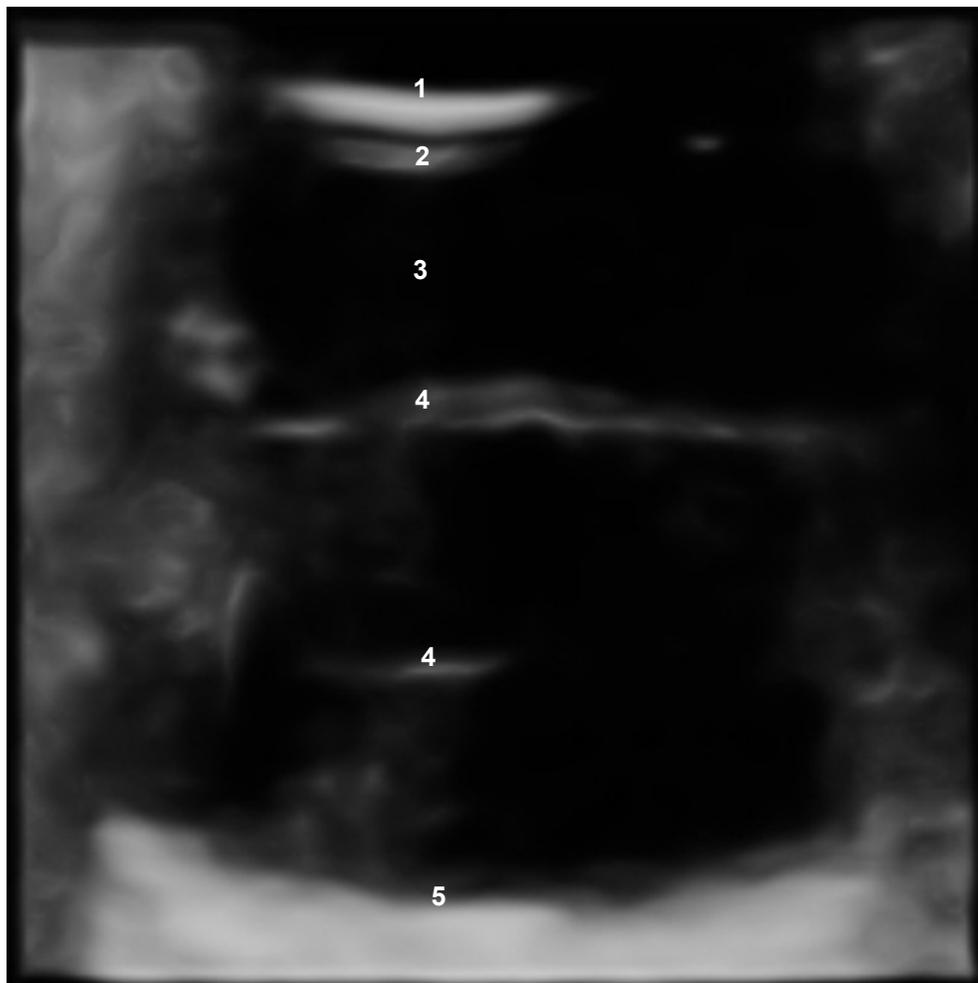


Abbildung 52: Fluktuierende Membranen im Glaskörperraum; OD; Raufußbussard (*Buteo lagopus*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächendarstellung; seitliche Ansicht; Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell. 1) Hornhaut, 2) Reverberationsartefakt, 3) Glaskörper, 4) fluktuierende Membranen, 5) hintere Augenwand

4.3.3 Pecten oculi

Deformationen des Augenfächers

Bei 21,2 % der untersuchten Vögel (n = 20) wurden Deformationen des Pecten oculi festgestellt, wovon 70 % der Anomalien (n = 14) einseitig und 30 % (n = 6) bilateral vorlagen. Bei einer Blaustirnamazone mit Katarakt konnte die Diagnose „Pectenanomalie“ erst nach der sonographischen Untersuchung gestellt werden. In den meisten Fällen stellten Deformationen des Augenfächers einen Zufallsbefund dar und schienen die Sehfähigkeit des jeweiligen Tieres nicht zu beeinträchtigen. Als Ursache wurden angeborene Anomalien, insbesondere im Rahmen des „Pop – Eye - Syndroms“, sowie teilweise auch ältere entzündliche und traumatische Prozesse in Betracht gezogen.

Die Veränderungen umfassten keulenförmige Einziehungen und unphysiologische Biegungen des Pecten oculi. Zudem war der Augenfächer in einigen Fällen an seiner Basis oder Spitze verdickt; auch einzelne Falten waren häufig zurückgebildet oder fehlten vollständig (Abb. 53 - 57).

Die sonographische Darstellung gelang bei jeder dieser Veränderungen und lag somit bei 100 %. Die verschiedenen Pectenomalien waren zwar in den meisten Fällen bereits anhand der zweidimensionalen Einzelschnittbilder erkennbar, das dreidimensionale Volumenbild verdeutlichte jedoch das gesamte Ausmaß und den Schweregrad der Veränderungen. Mit Hilfe des Quadranten, der die Aufsicht auf das Auge zeigte, konnte der Augenfächer so dargestellt werden, wie er auch im Rahmen der ophthalmoskopischen Untersuchung zu sehen war. Auch das Volumenbild konnte so gedreht werden, dass es der Blickrichtung auf den Augenfächer in der ophthalmoskopischen Untersuchung entsprach (Abb. 54).

Viele der Deformationen gingen im Ultraschallbild mit einer Abnahme der Echogenität des Pecten oculi einher. Der Blutfluss selbst war in keinem Fall beeinträchtigt und entsprach somit dem Blutfluss von physiologisch gebauten Augenfächern (Abb. 56).

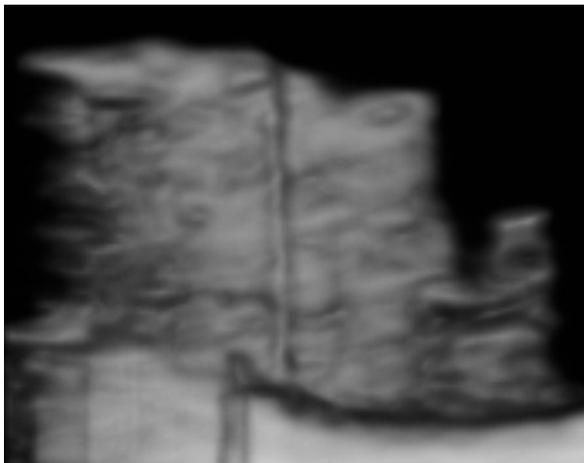


Abbildung 53: Deformierter Pecten oculi mit keulenförmiger Einziehung; OS; Hausgans (*Anser anser domesticus*); Transversale Schallebene; seitliche Ansicht; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus

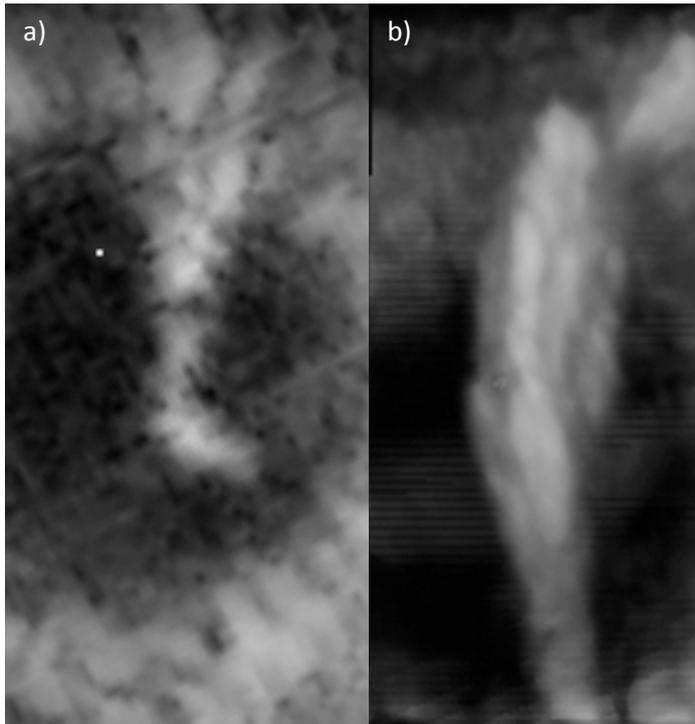


Abbildung 54: Pecten oculi mit unphysiologischer Biegung; Aufsicht auf das Auge (entspricht Blickebene der Ophthalmoskopie)

a) OD; Roter Sichler (*Eudocimus ruber*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; Aufsicht

b) OD; Mäusebussard (*Buteo buteo*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; Aufsicht

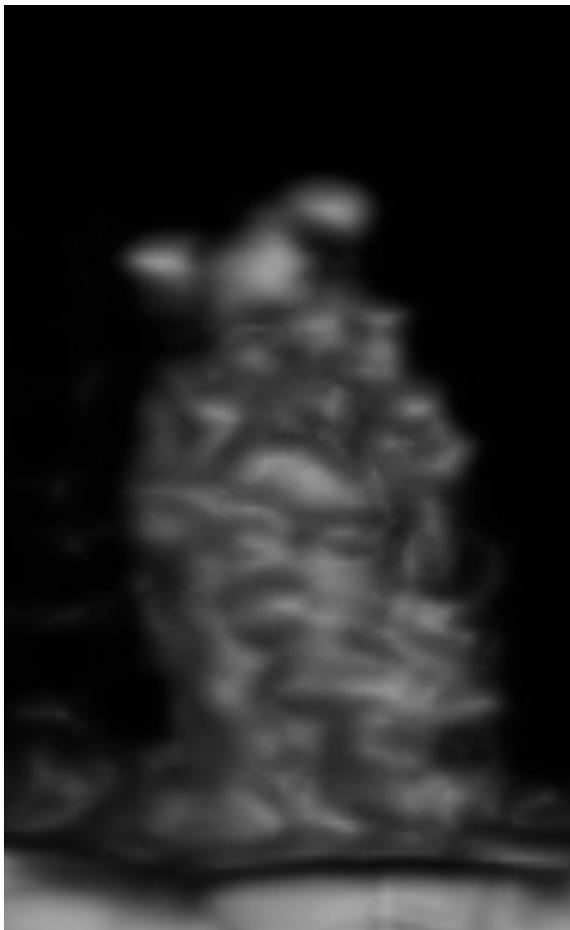


Abbildung 55: Pecten oculi mit Y - förmiger Ausziehung an der Spitze; OD; Kongo - Graupapagei (*Psittacus erithacus erithacus*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht

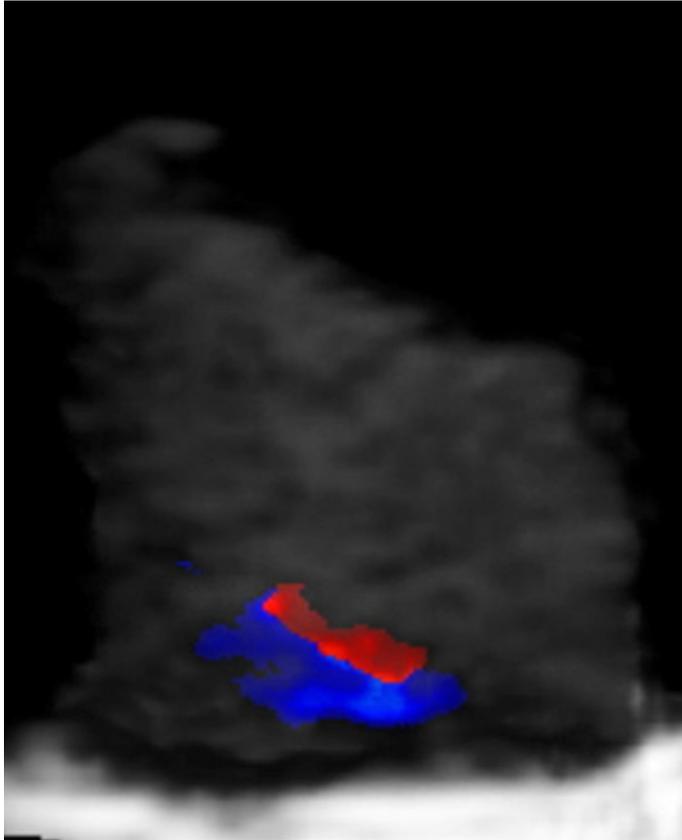


Abbildung 56: Deformierter Pecten oculi (Unterbrechung des Augenfächers an seiner Spitze; weniger echogen im Vergleich zu physiologischen Augenfächern; Basisblutfluss erhalten); OD; Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*); Transversale Schallebene; Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Glass -Body - Modus; seitliche Ansicht

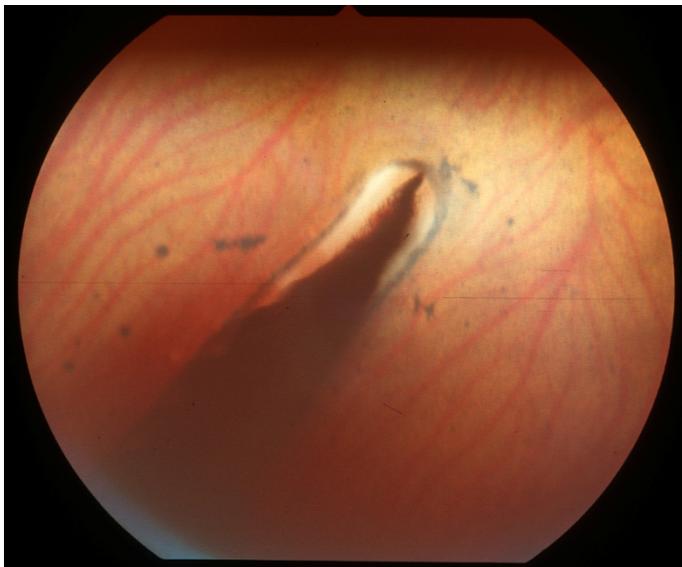


Abbildung 57: OD; Auge des Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*) von Abbildung 56; Fundusfotografie; Pecten deformation

Degeneration des Pecten oculi

Mit einer Häufigkeit von 2,2 % (n = 2) lag eine Degeneration des Augenfächers vor. Ein Kongo - Graupapagei und ein Mäusebussard waren jeweils einseitig betroffen. Während beim Mäusebussard von einem Trauma als Ursache ausgegangen wurde, lag bei dem Kongo-Graupapagei eine Infektion mit Borna - Viren vor, was sich aber als Ursache nicht eindeutig bestätigen ließ.

In beiden Fällen waren die Veränderungen im Ultraschallbild deutlich erkennbar. Beim Mäusebussard waren nur einzelne Falten des Pecten oculi von der Degeneration betroffen, was sonographisch durch eine veränderte Form des Augenfächers nachvollziehbar war. Der Pecten oculi dieses Mäusebussards war insgesamt auch kleiner als die Augenfächer gesunder Mäusebussarde.

Der Augenfächer des Kongo - Graupapageis hingegen war komplett degeneriert; er stellte sich im Ultraschallbild hypoechogen und von kleineren anechogenen Bereichen durchzogen dar. Seine Ränder wirkten ausgefranst und im Vergleich zu physiologischen Augenfächern von Graupapageien war er sowohl in seiner Länge als auch in seiner Breite reduziert (Abb. 58).

Die Augenfächer beider Vögel zeigten im Rahmen der dopplersonographischen Untersuchung zwar noch eine gewisse Durchblutung, jedoch war der Blutfluss nur noch sehr geringgradig ausgeprägt.

Die sonographischen Befunde konnten in beiden Fällen mit Hilfe der postmortalen Untersuchung bestätigt werden (Abb. 59).

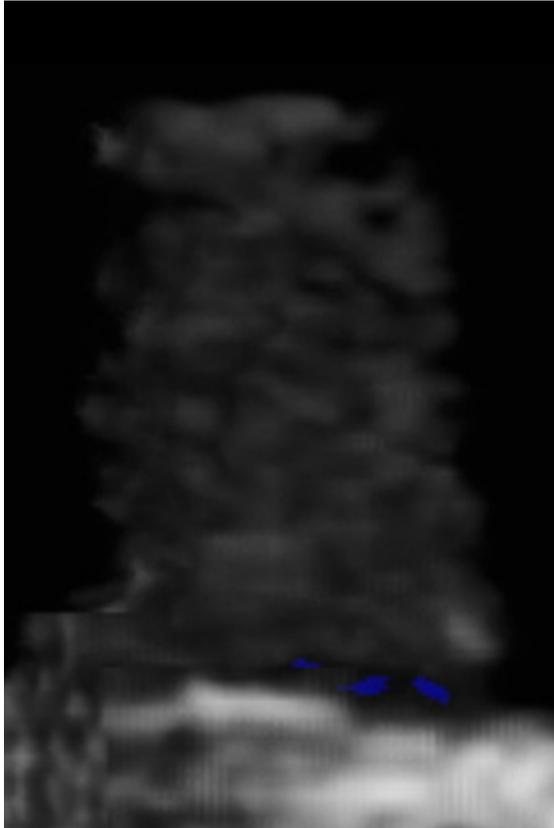


Abbildung 58: Degeneration des Pecten oculi (hypoechogene Struktur mit anechogenen Bereichen, ausgefranste Ränder, sehr geringgradiger Basisblutfluss); OD; Graupapagei (*Psittacus erithacus erithacus*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D-Rendering“; Volumenbild; Glass-Body-Modus; seitliche Ansicht



Abbildung 59: OD; Auge des Graupapageis (*Psittacus erithacus erithacus*) von Abbildung 58; ventraler Bulbusanteil; Pectendegeneration. Kameraeinstellungen: Blende = 18, Belichtung = 1/100 s, Abstand = 60 mm

Hämorrhagien des Augenfächers

Von den 21 vermutlich traumatisch bedingten Glaskörperblutungen gingen 66,7 % (n = 14) mit Sicherheit allein vom Pecten oculi aus. Insgesamt betrug der Anteil von Hämorrhagien des Augenfächers 15,4 % (n = 14) des gesamten Patientenguts. Gerade bei kleineren, älteren sowie peripheren Einblutungen konnte der Ursprung der Hämorrhagie im Nachhinein nicht mehr geklärt werden, so dass die Zahl der Glaskörperblutungen ausgehend vom Augenfächer hier auch unterschätzt werden kann. 78,6 % der betroffenen Tiere (n = 11) wiesen lediglich an einem Auge Hämorrhagien auf, 21,4 % der Vögel (n = 3) hingegen zeigten die Veränderungen beidseits.

Hämorrhagien des Pecten oculi waren mit einer Inzidenz von 94,1 % (n = 16) sonographisch nachvollziehbar. Lediglich ein Auge mit Einblutungen entging hier der Darstellung; die Hämorrhagie in diesem Fall war frisch und lediglich geringgradig ausgeprägt. Grundsätzlich stellten sich Hämorrhagien des Pecten oculi auf dieselbe Weise dar wie für die Einblutungen in den Glaskörperraum bereits beschrieben. Auch Blutungen ausgehend vom Augenfächer waren schwieriger sonographisch zu erkennen, wenn sie frisch oder nur geringgradig ausgeprägt waren. Bei älteren oder hochgradigen Blutungen stieg die Echogenität im Ultraschallbild an, was die Diagnosestellung erleichterte (Abb. 60 – 63).

Mit Hilfe der Sonographie waren auch Verlaufskontrollen möglich (Abb. 61, 62), um beurteilen zu können, ob sich die Blutung bereits in Resorption befand und ob Anheftungsstellen zur hinteren Augenwand bestanden.

Der Blutfluss des Augenfächers war in keinem der beschriebenen Fälle beeinträchtigt. Bei einem Mäusebussard jedoch setzten sich die Farbsignale vom Augenfächer ausgehend in die Blutung hinein fort.

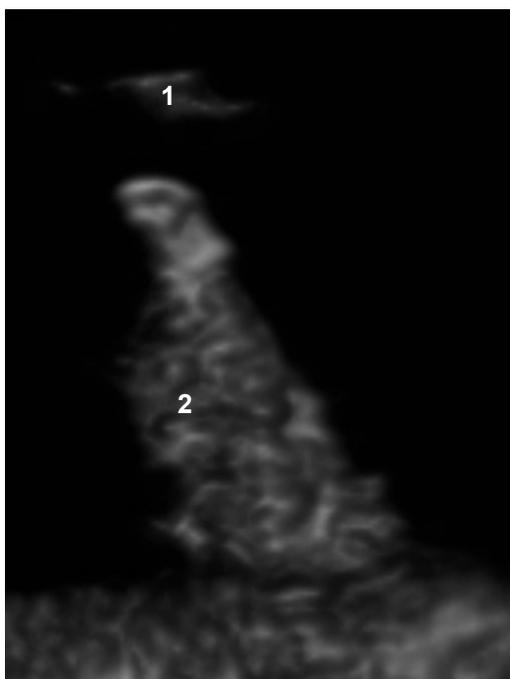


Abbildung 60: Geringgradige, ältere Hämorrhagie dorsal des Pecten oculi; OS; Mäusebussard (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D-Rendering“; Volumenbild; Glass-Body-Modus; seitliche Ansicht. **1)** Hämorrhagie, **2)** Pecten oculi

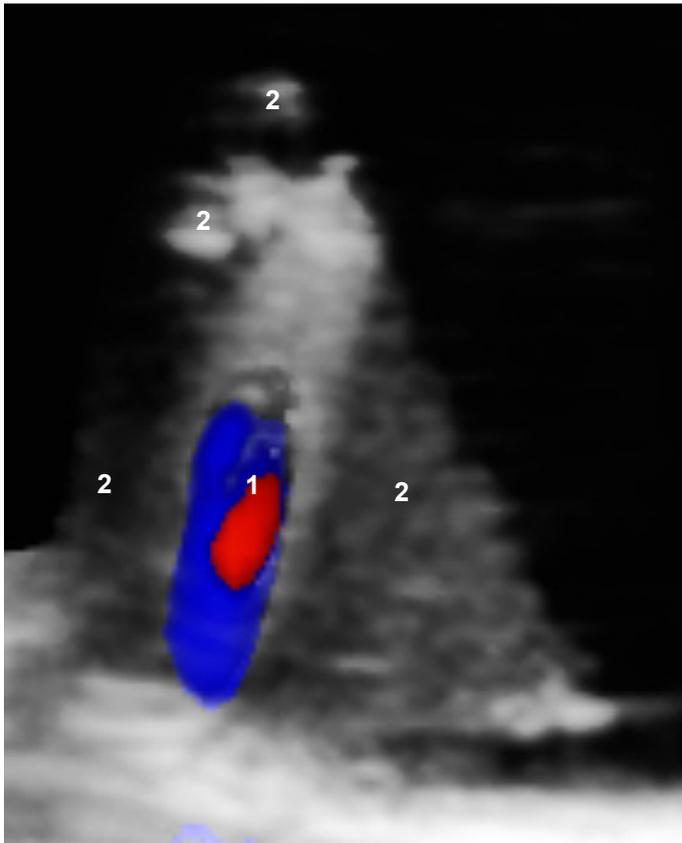


Abbildung 61: Hochgradige Hämorrhagie des Pecten oculi; OD; Mäusebussard (*Buteo buteo*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D-Rendering“; Volumenbild; Glass-Body-Modus; seitliche Ansicht. 1) Pecten oculi mit Basisblutfluss, 2) Hämorrhagie

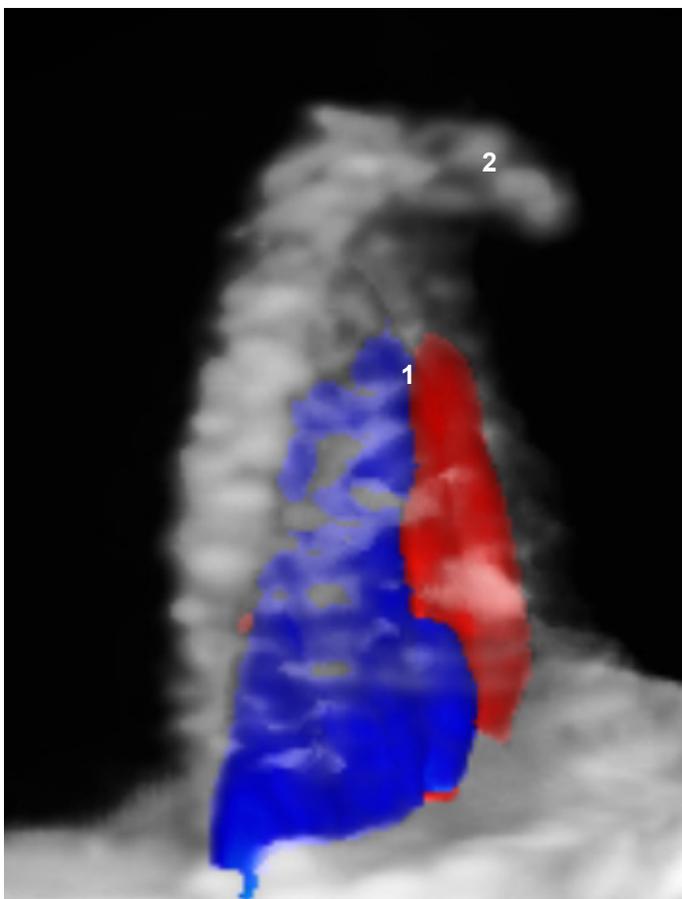


Abbildung 62: Verlaufskontrolle der Hämorrhagie von Abbildung 61; Großteil des Blutes bereits resorbiert; OD; Mäusebussard (*Buteo buteo*); Transversale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D-Rendering“; Volumenbild; Glass-Body-Modus; seitliche Ansicht. 1) Pecten oculi mit Basisblutfluss, 2) Blutkoagel

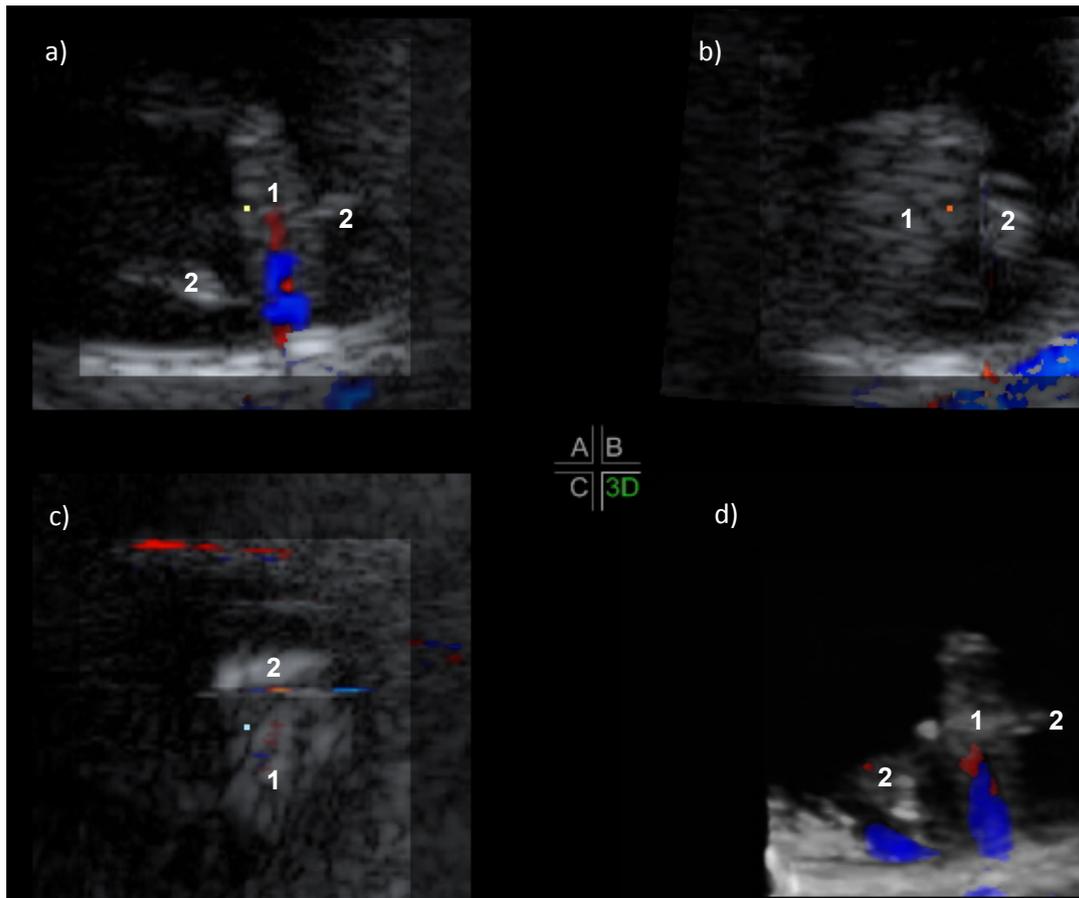


Abbildung 63: Hämorrhagie beidseits des Augenfächers; OD; Mäusebussard (*Buteo buteo*); Transversale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnete Schnittebene); **d)** berechnetes Volumenbild (Bildbearbeitung mittels elektronischem Skalpell); grünes Kästchen: Region – of – Interest (ROI). **1)** Pecten oculi mit Basisblutfluss, **2)** Hämorrhagie beidseits des Augenfächers

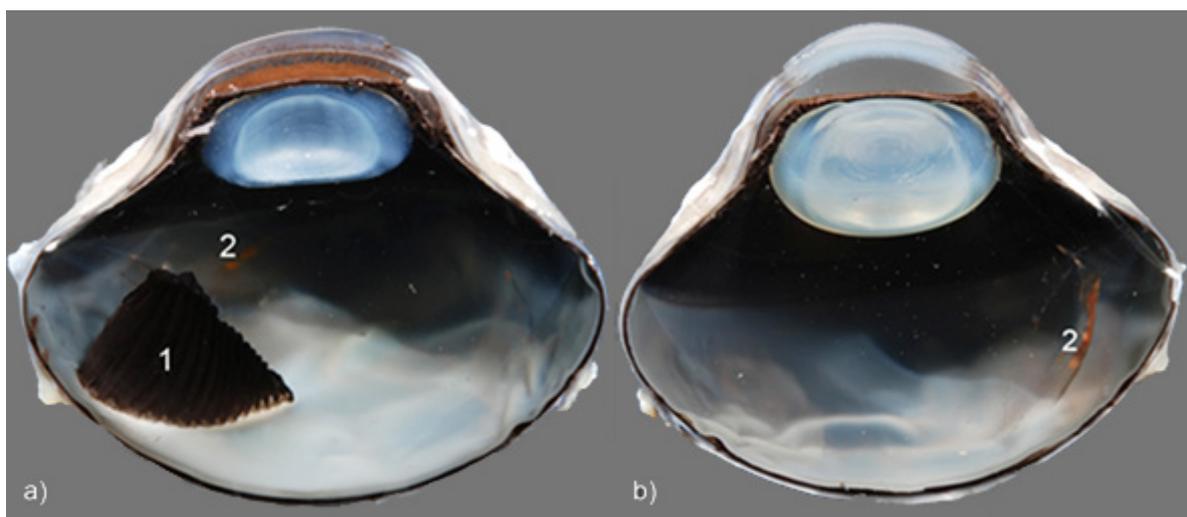


Abbildung 64: OD; Auge des Mäusebussards (*Buteo buteo*) von Abbildung 63; **a)** Rechte Augenhälfte mit Augenfächer, ventraler Bulbusanteil; **b)** Rechte Augenhälfte ohne Augenfächer; dorsaler Bulbusanteil; Hämorrhagie beidseits des Pecten oculi. **1)** Pecten oculi, **2)** Hämorrhagie; (Kameraeinstellungen: Blende = 16, Belichtung = 1/200 s (**a**); 1/100 s (**b**), Abstand = 60 mm)

4.3.4 Hintere Augenwand

Chorioretinitis

Bei 8,8 % der untersuchten Vögel (n = 8) wurde in der ophthalmologischen Untersuchung eine Chorioretinitis diagnostiziert. Bei 62,5 % der Vögel (n = 5) trat sie einseitig, bei 37,5 % (n = 3) beidseits auf. Bei allen betroffenen Tieren lag der Verdacht auf ein vorangegangenes Trauma nahe, entzündliche Prozesse konnten jedoch nicht ausgeschlossen werden.

Anhand der zweidimensionalen Ultraschallschnittbilder konnte die Chorioretinitis in keinem der vorliegenden Fälle erkannt werden. Im dreidimensionalen Volumenbild gelang die Darstellung lediglich bei einem Waldkauz mit einer großflächigen Chorioretinitis (Abb. 65). Damit konnten Chorioretinitiden lediglich mit einer Häufigkeit von 9,1 % (n = 1) sonographisch nachgewiesen werden. Bei dem betroffenen Waldkauz zeichneten sich Choroidea und Retina im dreidimensionalen Volumenbild durch einen deutlichen Verlust ihrer Echogenität aus. Auf diese Weise waren sie plötzlich sehr gut von der darunterliegenden Sklera abgrenzbar. Darüber hinaus war eine Dickenzunahme sowohl der Choroidea als auch der Retina erkennbar.

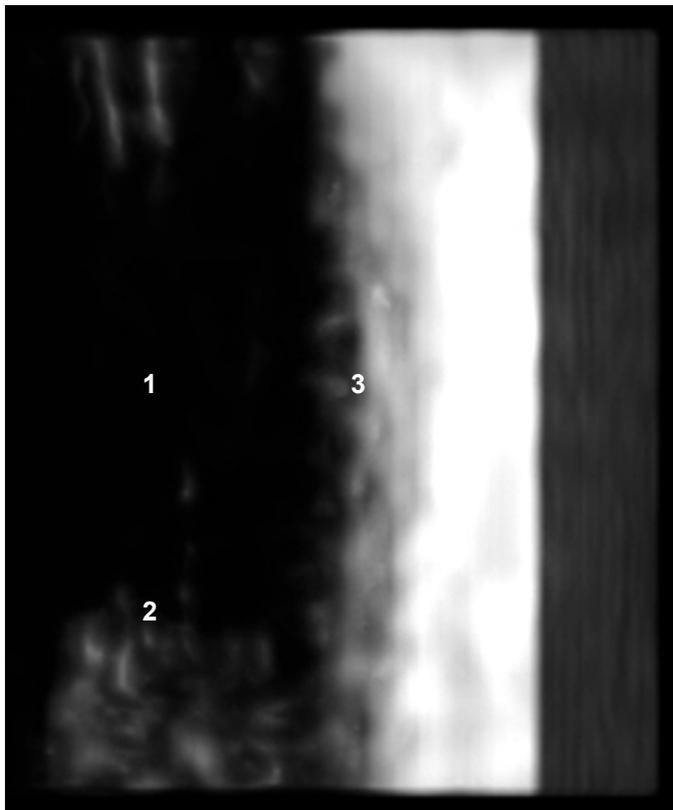


Abbildung 65: Darstellung einer Chorioretinitis bei einem Waldkauz (*Strix aluco*); OS; Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D-Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht. **1)** Glaskörper, **2)** Anschnitt des Pecten oculi, **3)** Chorioretinitis mit deutlicher Abnahme der Echogenität und Verdickung

Chorioretinale Narben

Bei 4,4 % der Tiere (n = 4) traten als Spätfolge von Traumata oder Entzündungen chorioretinale Narben auf. 75 % der Veränderungen (n = 3) lagen einseitig, 25 % (n = 19) bilateral vor.

In der Regel waren chorioretinale Narben sonographisch nicht darstellbar. Lediglich bei einem Merlin, welcher eine kraterförmige dunkle Narbe aufwies, konnte die Veränderung auf dem Ultraschallbild erkannt werden. Da es sich hier gleichzeitig um eine Unebenheit der hinteren Augenwand handelte, soll die sonographische Darstellbarkeit dieser Veränderung im entsprechenden Unterkapitel besprochen werden (Abb. 72).

Hyperpigmentierungen des Augenhintergrundes

Mit einer Häufigkeit von 14,3 % (n = 13) lagen Hyperpigmentierungen des Augenhintergrundes vor. Während 53,8 % der Vögel (n = 7) einseitig betroffen waren, zeigten 46,2 % (n = 6) bilaterale Veränderungen. Hyperpigmentierungen traten vor allem im Rahmen des „Pop – Eye - Syndroms“ auf. Differentialdiagnostisch mussten die Veränderungen darüber hinaus auch als Spätfolgen von Traumata und insbesondere bei Papageienartigen in Verbindung mit einer Bornavirus - Infektion in Betracht gezogen werden. Die Veränderungen waren sonographisch nicht darstellbar.

Deformation der hinteren Augenwand

Eine Deformation der hinteren Augenwand konnte bei einem Kongo - Graupapagei mit einem zystenbildenden Adenom sowie bei einem Haushuhn mit Phthisis bulbi beobachtet werden. Das sonographische Erscheinungsbild wurde bereits in den entsprechenden Kapiteln besprochen (Abb. 40, 42).

Retinaödem

Ein Retinaödem trat im Rahmen dieser Arbeit bei einem Mäusebussard auf, welcher aufgrund eines Traumas an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische vorgestellt wurde.

Das Retinaödem erschien im Ultraschallbild als überwiegend hypoechogene Struktur und war abwechselnd von anechogenen sowie hyperechogenen Bereichen durchsetzt. Daraus resultierte ein netzartiges Erscheinungsbild (Abb. 66, 67). Die Oberfläche des Retinaödems war wellenförmig und unregelmäßig geformt; außerdem wölbte sie sich in den Glaskörperraum hinein. Die Retina selbst war in diesem Bereich deutlich verdickt und ihr Übergang zum Glaskörper wirkte undeutlich.

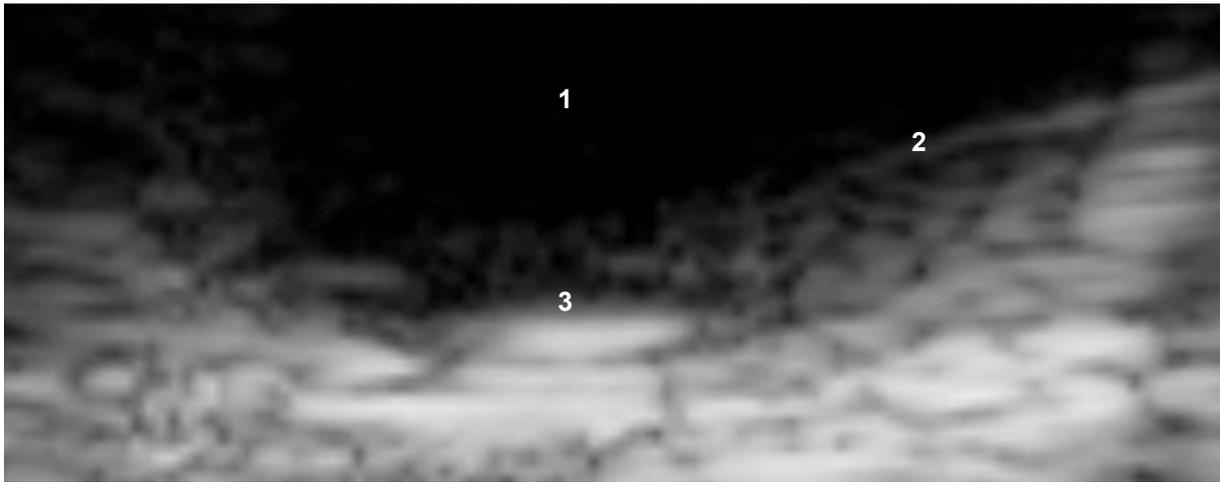


Abbildung 66: Retinaödem im zweidimensionalen Schnittbild; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen zweidimensionalen Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Glaskörper, **2)** Retinaödem mit netzartigem Erscheinungsbild, **3)** hintere Augenwand mit undeutlichem Übergang zum Glaskörper

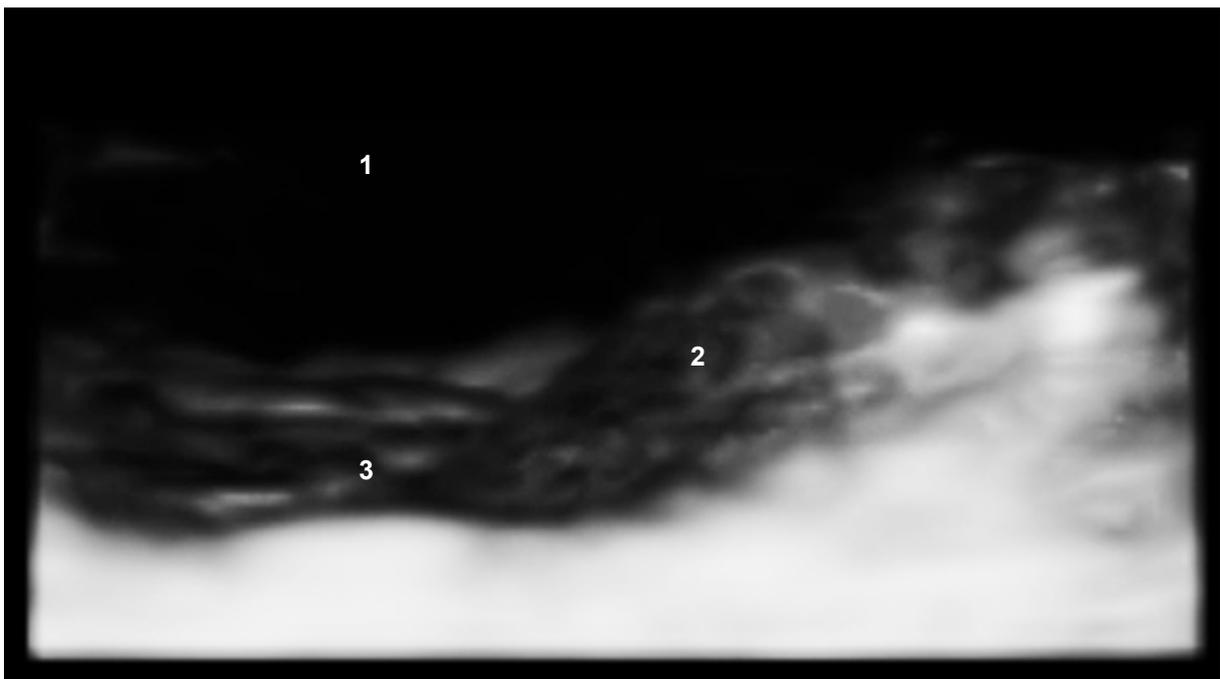


Abbildung 67: Retinaödem im dreidimensionalen Volumenbild; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht. **1)** Glaskörper, **2)** Retinaödem mit netzartigem Erscheinungsbild, **3)** hintere Augenwand mit undeutlichem Übergang zum Glaskörper

Netzhautablösung

Netzhautablösungen konnten mit einer Häufigkeit von 15,4 % (n = 14) nachgewiesen werden. Bei 35,7 % (n = 5) war der Augenhintergrund aufgrund von Trübungen oder Hämorrhagien nicht einsehbar, so dass die Diagnose Netzhautablösung erst mit Hilfe der sonographischen Untersuchung gestellt wurde. Bei 78,6 % der betroffenen Patienten (n = 11) lagen die Veränderungen einseitig vor, 21,4 % (n = 3) wiesen bilaterale Netzhautablösungen auf. Differentialdiagnostisch musste sowohl an entzündliche als auch an posttraumatische Prozesse gedacht werden. Außerdem wurden Netzhautablösungen insbesondere auch im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“ beobachtet. Neben partiellen Netzhautablösungen traten auch komplette Retinaablösungen auf.

Sonographisch konnten Netzhautablösungen mit einer Inzidenz von 88,2 % (n = 15) nachgewiesen werden. Insbesondere kleine, bullöse Abhebungen der Retina in der Peripherie entgingen der Darstellung im Ultraschallbild.

Das sonographische Erscheinungsbild war abhängig vom Ausmaß und vor allem vom Alter der Netzhautablösung.

Partielle Ablösungen der Retina stellten sich als dünne mäßig - bis hyperechogene Linien dar, welche ausgehend von der hinteren Augenwand in den Glaskörper hineinragten und zusammen mit den in ihrer Lage verbliebenen Augenhüllen einen anechogenen Raum einschlossen (Abb. 68).

Komplette Netzhautablösungen waren V - förmig und zeigten im Rahmen der konventionellen Sonographie sowie bei der vierdimensionalen Ultraschalluntersuchung flottierende Bewegungen. Auch sie stellten sich in ihrer Echogenität mäßig bis hyperechogen dar. Bei Durchsicht der einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder konnten mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie die Anheftungsstellen mit der Eintrittsstelle des Sehnervs in den meisten Fällen ermittelt werden (Abb. 70).

Je länger eine komplette Netzhautablösung bereits bestand, umso organisierter wurde sie im Ultraschallbild und wies schließlich eine annähernde T - Form mit mäßiger Echogenität auf. In diesem Stadium der Netzhautablösung kam es zusätzlich zu Veränderungen des Glaskörpers; diese äußerten sich in Trübungen und dadurch in einer Zunahme der Echogenität. Bewegungen der abgelösten Retina konnten sonographisch kaum noch verfolgt werden (Abb. 71).

Bei einem Mäusebussard mit einer Fibrinansammlung im Glaskörper kam es zur Ausbildung von Verklebungen zwischen dem Fibrin und der hinteren Augenwand. Im weiteren Verlauf entstand eine Traktionsamotio (Abb. 69), welche sonographisch darstellbar war und durch die postmortale Untersuchung bestätigt werden konnte. Das kalottierte Auge ist in Abbildung 48 zu sehen.

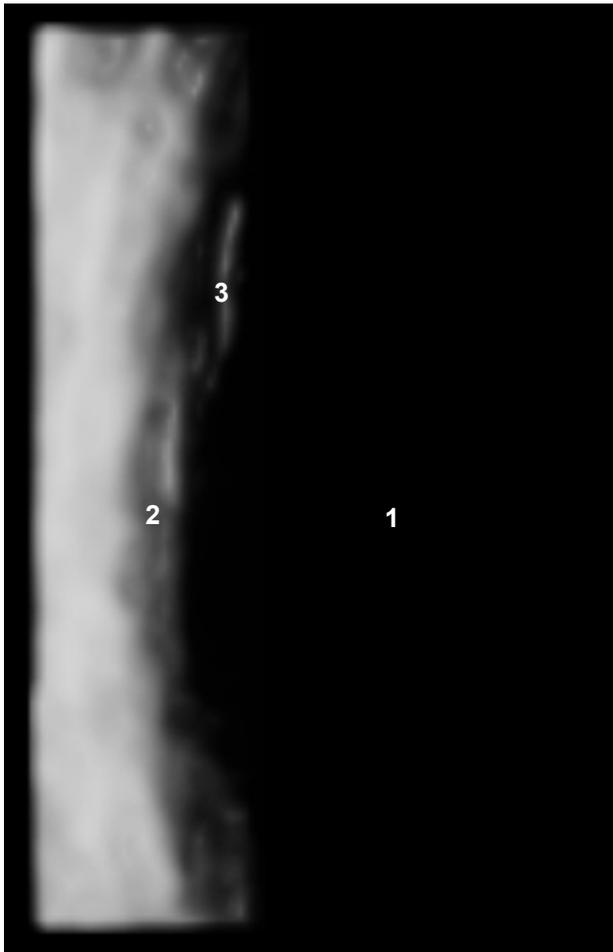


Abbildung 68: Partielle Netzhautablösung; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht. 1) Corpus vitreum, 2) hintere Augenwand, 3) partielle Netzhautablösung mit anechogenem Raum

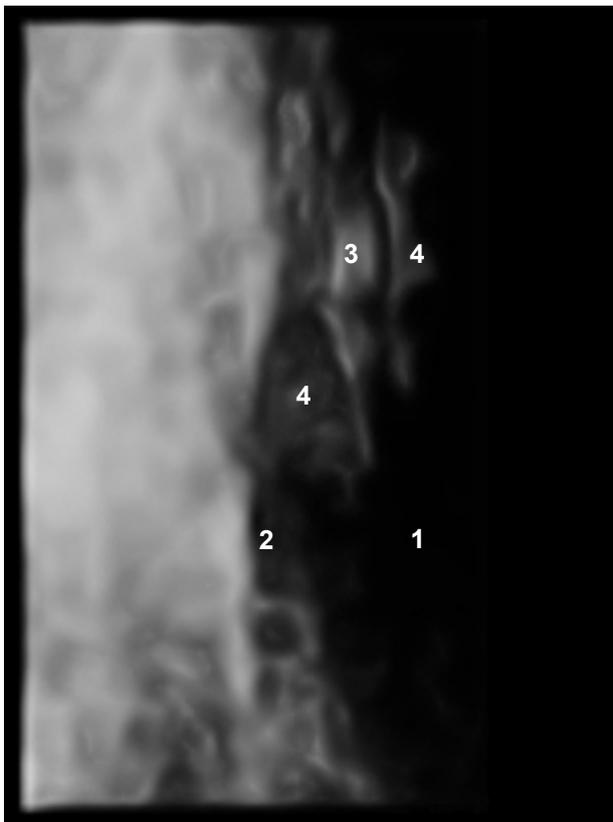


Abbildung 69: Traktionsamotio; OD; Auge eines Mäusebussards (*Buteo buteo*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht. 1) Glaskörper, 2) hintere Augenwand, 3) Traktionsamotio, 4) Fibrin

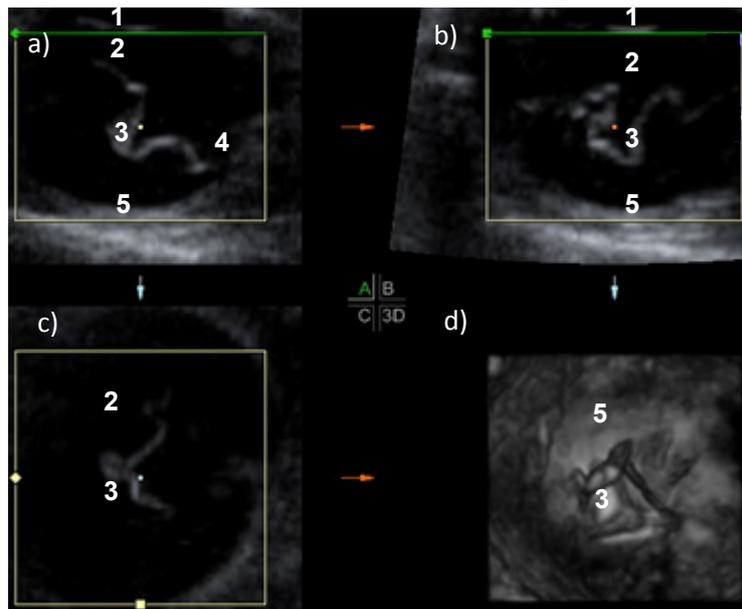


Abbildung 70: V - förmige Netzhautablösung, Anheftung an der Eintrittsstelle des Sehnervs; OS; Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*); Axiale vertikale Schallebene; Vierquadrantenbildschirm; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; **a)** sonographisch erfasste vertikale Schnittebene; **b)** berechnete horizontale Schnittebene; **c)** Aufsicht auf das Auge (berechnet); **d)** berechnetes Volumenbild (Oberflächenmodus; Aufsicht); grünes Kästchen: ROI. **1)** hintere LinsenkapSEL, **2)** Glaskörper, **3)** V - förmige Netzhautablösung, **4)** Anheftungsbezirk an der Eintrittsstelle des N. opticus, **5)** hintere Augenwand

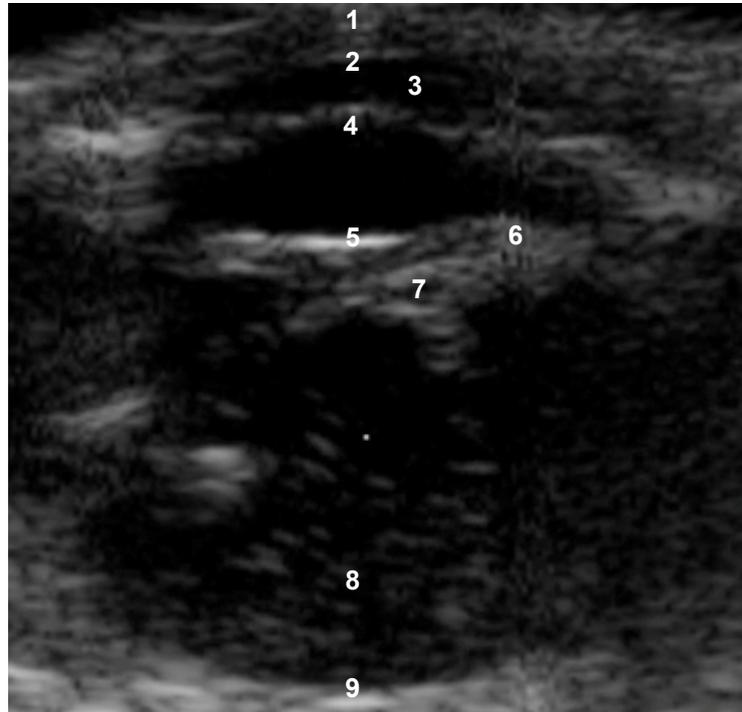


Abbildung 71: T - förmige Netzhautablösung, Veränderungen des Glaskörpers; Verlaufskontrolle der V - förmigen Netzhautablösung von Abbildung 70; OS; Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. **1)** Augenlid, **2)** Hornhaut, **3)** vordere Augenkammer, **4)** vordere LinsenkapSEL, **5)** hintere LinsenkapSEL, **6)** Bewegungsartefakt, **7)** T - förmige Netzhautablösung, **8)** Glaskörpertrübung, **9)** hintere Augenwand

Unebenheiten des Augenhintergrundes

6,6 % der Tiere (n = 6) wiesen Unebenheiten des Augenhintergrundes auf, wobei 83,3 % (n= 5) die Veränderungen an einem Auge und 16,7 % (n = 1) bilaterale Veränderungen zeigten. Unebenheiten des Augenhintergrundes traten im Rahmen des „Pop – Eye -Syndroms“ und bei Tieren mit einer Katarakt oder vorangegangenen Traumata auf.

Die Veränderungen waren in allen Fällen sonographisch nachvollziehbar und die hintere Augenwand stellte sich sowohl in den zweidimensionalen Schnittbildern als auch im dreidimensionalen Volumenbild wellenförmig und unregelmäßig dar. Die Echogenität blieb im Vergleich zu gesunden Augen vollkommen gleich.

Bei einem Merlin, der in der ophthalmoskopischen Untersuchung durch eine kraterförmige dunkle Narbe auffiel, konnte die Vertiefung in der hinteren Augenwand im Ultraschallbild dargestellt werden. Die vertiefte Stelle fiel durch eine geringere Echogenität im Vergleich zu ihrer Umgebung auf. Die dunkle Narbe selbst war nicht nachweisbar (Abb. 72).

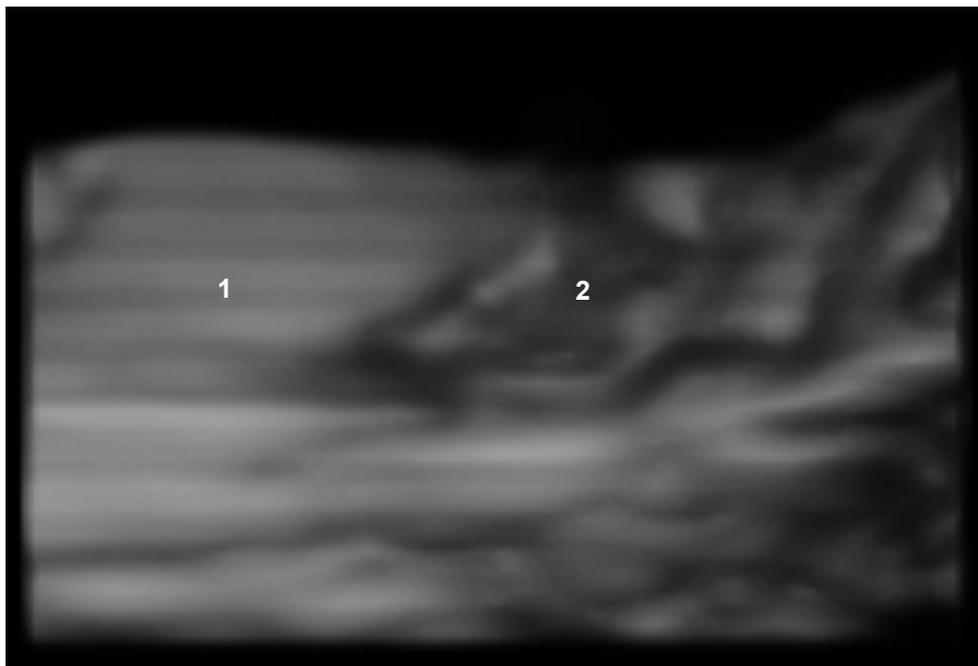


Abbildung 72: Kraterförmige Vertiefung in der hinteren Augenwand; OD; Merlin (*Falco columbarius*); Axiale vertikale Schallebene; Visualisierungsmodus „3D - Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus; seitliche Ansicht. **1)** hintere Augenwand, **2)** kraterförmige Vertiefung (hypoechogen im Vergleich zur Umgebung)

4.3.5 Nervus opticus

Größen - und Formveränderungen des Sehnervs

Veränderungen des Sehnervs traten im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich bei Tieren mit „Pop – Eye - Syndrom“ auf. Insgesamt waren 6,6 % der untersuchten Vögel (n = 6) betroffen, fünf Hühner und eine Taube. Mit einer Häufigkeit von 66,7 % (n = 4) wurden die Anomalien nur an einem Auge beobachtet; 33,3 % (n = 2) der Tiere wiesen bilaterale Veränderungen des Sehnervs auf.

Die Anomalien umfassten sowohl Größen - als auch Formveränderungen, so dass verbreiterte und kommaförmige Sehnerven sowie Verdoppelungen des N. opticus auftraten. Hochgradige Anomalien stellten sich in der Regel sonographisch sehr deutlich dar, während geringgradige Veränderungen im Ultraschallbild kaum bis nicht erkennbar waren. Insgesamt konnten 75 % der Sehnerv - Läsionen (n = 6) mit Hilfe der Sonographie dargestellt werden.

Verbreiterte und kommaförmige Sehnerven waren gut in den einzelnen, zweidimensionalen Schnittbildern erkennbar (Abb. 74). Die Verdoppelung des N. opticus fiel im dreidimensionalen Volumenbild dadurch auf, dass der Sehnerv nicht mehr vollständig vom Pecten oculi überlagert wurde wie dies bei physiologischen Augen der Fall war. Dadurch konnte der Sehnerv bei Blick vom Glaskörperraum aus dreidimensional dargestellt werden, was bei physiologischer Gestalt des Sehnervs nie gelang (Abb. 73).

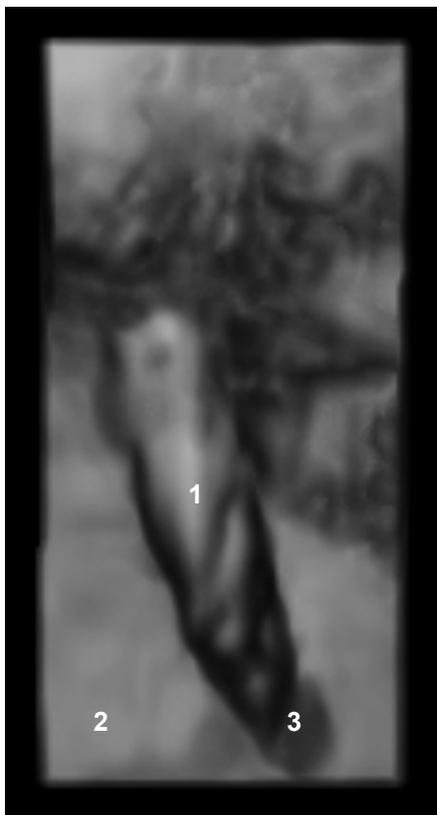


Abbildung 73: Verdoppelung des Sehnervs im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“; N. opticus im Gegensatz zu physiologischen Auge im dreidimensionalen Volumenbild darstellbar; OD; Auge einer Taube (*Columba livia*); Blick auf den Augenfächer von dorsal; Axiale transversale Schnittebene; Visualisierungsmodus „3D – Rendering“; Volumenbild; Oberflächenmodus. **1)** Pecten oculi, **2)** hintere Augenhaut, **3)** verdoppelter N. opticus

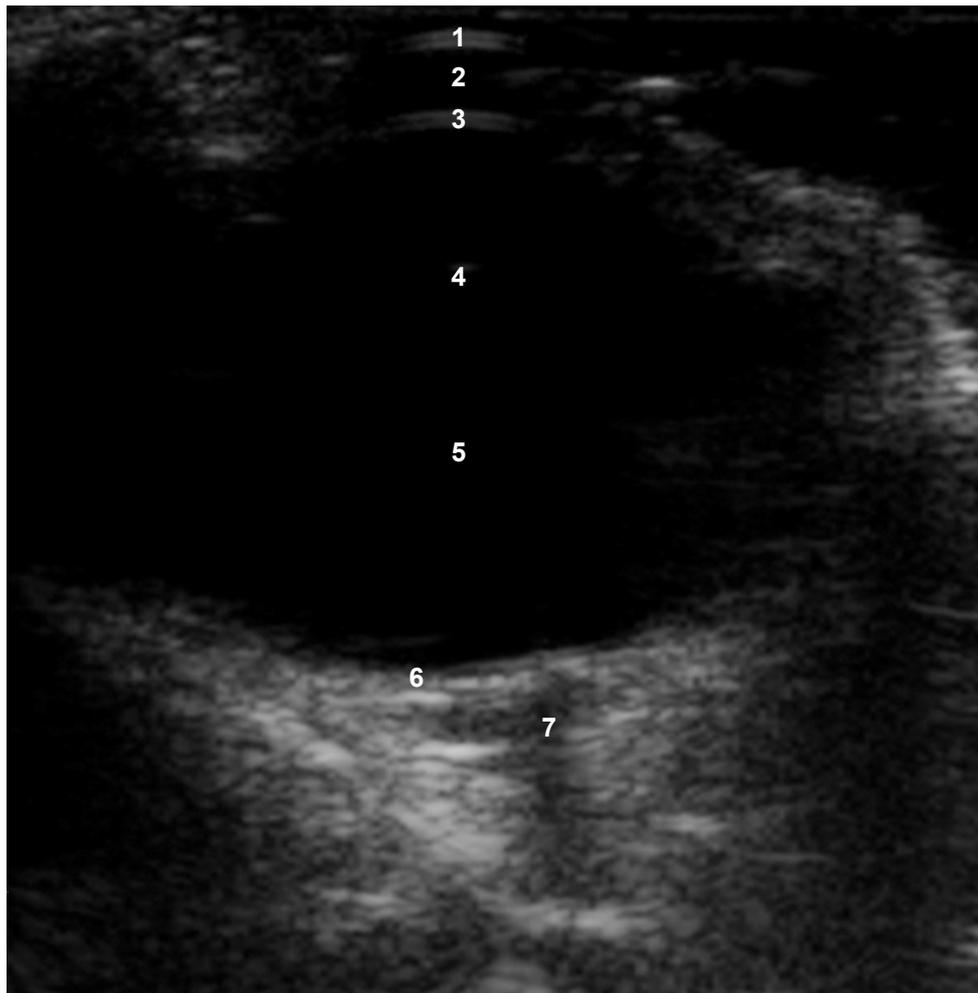


Abbildung 74: kommaförmig veränderter N. opticus in Verbindung mit dem „Pop – Eye - Syndrom“; OS; Auge eines Haushuhnes (*Gallus gallus domesticus*); Axiale horizontale Schallebene; Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Darstellung eines einzelnen 2D – Schnittbildes; seitliche Ansicht. 1) Hornhaut, 2) vordere Augenkammer, 3) vordere Linsenkapsel, 4) hintere Linsenkapsel, 5) Glaskörper, 6) hintere Augenwand, 7) kommaförmig veränderter Sehnerv

5 Diskussion

5.1 Material und Methodik der sonographischen Untersuchung

5.1.1 Ultraschallgerät und Sonde

Das für diese Arbeit verwendete Ultraschallgerät (Voluson i, Fa. GE Healthcare, Deutschland, Solingen) konnte dank seines handlichen Laptop - Formates leicht transportiert werden und erleichterte somit die Einsätze außerhalb der Klinik in Auffangstationen, einem zoologischen Garten und einer Straußenfarm.

Der Linear - Schallkopf RSP 6 – 16 – RS (Fa. GE Healthcare, Deutschland, Solingen) wies ein Frequenzspektrum von 5,6 bis 18,4 MHz auf. Durch Auswahl der höchsten Frequenz wurden qualitativ hochwertige Bilder sowohl der Augenbinnenstrukturen als auch des Retrobulbärraumes verschiedener Vogelspezies erzielt. Eine Eindringtiefe von 37,4 mm reichte selbst bei den sehr großen Augen von Straußen aus, den Bulbus und den Retrobulbärraum in ihrer gesamten Ausdehnung darzustellen. Lediglich bei äußerst kleinen Augen kam es aufgrund von Ankopplungsproblemen zu einer schlechteren Qualität der erhaltenen Bilder. Dies war bei einem Buchfink und einer Rauchschwalbe der Fall.

In der Humanmedizin kommen im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie meist B – Bild - Schallköpfe mit Frequenzen von 10 MHz, welche sich bereits in der konventionellen Sonographie bewährt haben, zum Einsatz (DOWNEY et al. 1996; FINGER 2002; GRASBON et al. 2001; ROMERO et al. 1998). Die im Rahmen dieser Arbeit verwendete Sonde erzielte bereits in der zweidimensionalen Sonographie am Vogelauge sehr gute Bilderergebnisse (STROBEL 2010).

Der Schallkopf verfügte über eine große Auflagefläche und deckte selbst sehr große Augen vollständig ab, was während der Zeit der Datenerfassung zu einer optischen Ruhigstellung der untersuchten Tiere führte. Allerdings war die Durchführung der transversalen und longitudinalen Schallebenen zur Darstellung des Pecten oculi erschwert, da es aufgrund der Größe des Schallkopfes nicht möglich war, die anatomischen Besonderheiten des Vogelauges wie den Processus supraorbitalis und den Skleralring komplett zu umgehen. Somit fielen bei der Verwendung der Linearsonde dieselben Vor - und Nachteile auf, die bereits STROBEL (2010) in ihren Untersuchungen beobachtete. GUMPENBERGER & KOLM (2006) führten ihre Untersuchungen unter Verwendung eines Konvexschallkopfes mit kleiner Auflagefläche durch. Auch ihnen gelang die Umgehung des Skleralringes nicht.

Jedoch bot die Sonde Vorteile bei der Durchführung der transversalen Scanebene im vorderen Augenabschnitt, was für diese Arbeit aber unbedeutend ist.

Insgesamt lieferte das für die Humanmedizin entwickelte Ultraschallgerät Voluson i in Verbindung mit der Linearsonde RSP 6 – 16 - RS klinisch detaillierte Ergebnisse im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie am Vogelauge. Lediglich bei sehr kleinen Augen wie bei Buchfinken und Rauchschwalben führten Ankopplungsprobleme zu einer schlechteren Qualität der Ultraschallbilder. Etwas größere Augen, wie die Bulbi von Nymphensittichen, Tauben, Turmfalken sowie Roten Sichlern bildeten sich dagegen im sonographischen Bild stets in guter Qualität ab. Somit stellten die Augen dieser Spezies die Minimalgröße für qualitativ hochwertige Ultraschallbilder dar.

5.1.2 Untersuchungsmethoden

Zur erfolgreichen Durchführung der dreidimensionalen Sonographie müssen Bewegungsartefakte vermieden werden (DOWNEY et al. 2000; FISHER et al. 1998; NELSON et al. 2000; VOSOUGH et al. 2007). Ein ruhiges Verhalten der Vögel galt somit als wesentliche Voraussetzung für gute Bildergebnisse. Daher fanden die Untersuchungen in einem abgedunkelten, reizarmen Raum statt. Die Linearsonde bewirkte durch ihre große Auflagefläche eine zusätzliche optische Ruhigstellung des jeweiligen Probanden. Dennoch konnten gelegentliche Abwehrbewegungen des Kopfes nicht in allen Fällen vermieden werden, was eine erneute Aufnahme des dreidimensionalen Volumens zur Folge hatte.

Beim Vogel treten in regelmäßigen Abständen sogenannte oszillatorische Augenbewegungen auf, welche ebenfalls zu Bewegungsartefakten im dreidimensionalen Volumen führten. Nach REESE (1999) sind aus diesem Grund zum Teil mehrfache Wiederholungen der Datenakquisition nötig. Die Datenerfassung wurde unmittelbar nach Ablauf einer oszillatorischen Augenbewegung gestartet und stets darauf geachtet, dass sie vor dem Auftreten einer erneuten oszillatorischen Augenbewegung bereits abgeschlossen war. Bei Auftreten von Bewegungsartefakten wurde eine erneute Datenakquisition durchgeführt. Eine Ausnahme stellte die Erfassung eines Volumenbildes im Rahmen der Farbdoppler - Untersuchung zur Evaluierung des Blutflusses des Pecten oculi dar. Bei Auftreten einer oszillatorischen Augenbewegung konnte der damit verbundene, typische Blutfluss des Augenfächers im Ultraschallbild evaluiert werden.

Des Weiteren muss der Schallkopf auch vom Untersucher selbst absolut ruhig gehalten werden, um ein artefaktfreies dreidimensionales Volumen zu erhalten (DOWNEY et al. 2000; FISHER et al. 1998; VOSOUGH et al. 2007). Im Rahmen dieser Arbeit war eine zweite Person zum Vornehmen der Einstellungen und Auslösen des Scanvorgangs nötig, damit sich der Untersucher selbst während der Datenerfassung nicht bewegte.

Die jeweilige Fixationstechnik richtete sich nach der Größe der verschiedenen Vogelspezies und bewährte sich in allen Fällen. Dadurch konnte das Stresspotential so gering gehalten werden, dass eine Allgemeinanästhesie in der Regel nicht erforderlich war. Es erfolgte jedoch in allen Fällen eine Oberflächenanästhesie der Hornhaut, da das Ultraschallgel direkt in die Augen der Probanden eingebracht wurde. REESE (1999), STROBEL (2010), GUMPENBERGER & KOLM (2006) und SQUARZONI et al. (2010) berichten ebenfalls, dass eine Sedation der Tiere für sonographische Untersuchungen an Vogelaugen nicht nötig war. Lediglich LEHMKUHL et al. (2010) führten eine Allgemeinanästhesie bei mehreren Amazonen durch; diese wurden vor der Ultraschalluntersuchung jedoch einer Computertomographie unterzogen.

Bei jedem Probanden wurde während der Untersuchung auf sogenannte Abbruchkriterien geachtet, bei deren Auftreten die Sonographie sofort unterbrochen wurde. Dazu zählten beispielsweise eine plötzliche Verschlechterung des Allgemeinbefindens, Aufplustern der Tiere, Schnabelatmung, Absinken des Muskeltonus sowie heftige Abwehrbewegungen. Bei 2,2 % der Probanden (n = 2) war die Unterbrechung der sonographischen Untersuchung erforderlich.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine Allgemeinanästhesie mittels Isofluran - Narkose ausschließlich bei äußerst stressanfälligen Tieren durchgeführt, um ihnen unnötigen Stress zu ersparen. Die Evaluierung der Durchblutung des Augenfächers war in diesen Fällen nicht mehr aussagekräftig, da der Blutfluss durch die Allgemeinanästhesie verringert und dadurch verfälscht war. Darüber hinaus hielten diese Tiere aufgrund der Narkose ihre Lider geschlossen. Diese wurden durch den Untersucher manuell geöffnet, um die Kornea – Kontakt - Methode durchführen zu können.

Bei 97,8 % der untersuchten Vögel im Rahmen dieser Arbeit war eine Untersuchung im wachen Zustand zu vertreten, da sie keinerlei Anzeichen von Stress, welche in den Abbruchkriterien formuliert wurden, zeigten.

Die Kornea – Kontakt - Methode wird in der Literatur als Mittel der Wahl zur optimalen Darstellung des hinteren Augensegmentes einschließlich retrobulbärer Strukturen angesehen. Bei Anwendung der transpalpebralen Untersuchungsmethode kommt es zu einer Vielzahl von Artefakten, was sich negativ auf die Bildqualität auswirkt (BYRNE & GREEN 2002; HAGER et al. 1987; WILLIAMS et al. 1995). Diese Feststellungen konnten in einer Reihe von Untersuchungen für das Vogelauge bestätigt werden (GUMPENBERGER & KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010). STROBEL (2010) führte die schlechtere Darstellung mittels der transpalpebralen Methode auf die dicht befiederten Augenlider der Eulenvögel und den stark ausgeprägten Tarsus palpebralis der meisten Greifvogelarten zurück, was im Rahmen dieser Arbeit bestätigt werden konnte. Insbesondere

ein stark ausgeprägter Tarsus palpebralis hatte häufig Artefakte im Glaskörperaum bei geschlossenen Lidern zur Folge. Bei Vogelspezies, deren Augenlider weniger stark befiedert sind und der Tarsus palpebralis nur bindegewebig ausgeprägt ist, traten bei der transpalpebralen Methode weniger Artefakte im Glaskörperaum auf. Hierzu zählen beispielsweise Papageienartige, Tauben und Hühnervögel. Dennoch ist auch bei diesen Vogelarten die Kornea – Kontakt - Methode als Mittel der Wahl anzusehen, da nur bei diesem Untersuchungsverfahren die Hornhaut eindeutig abgegrenzt werden kann.

REESE (1999) berichtet beim Einsatz einer 3D - Linearsonde von Ankopplungsproblemen insbesondere bei kleineren Augen mit stark gekrümmter Hornhautoberfläche. Diese Problematik umgehen KORBEL et al. (2009) durch Einsatz eines Gelkissens, welches als Vorlaufstrecke dient. Auf diese Weise kann insbesondere die Abbildungsqualität der vorderen Augenkammer verbessert werden. Allerdings ist bei Verwendung dieser Immersionstechnik eine Allgemeinanästhesie der Probanden erforderlich.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde eine ausreichend große Menge an Ultraschallgel als Vorlaufstrecke verwendet, wodurch Ankopplungsprobleme in den meisten Fällen verhindert werden konnten. Darüber hinaus war hierdurch eine tierschutzgerechte sonographische Untersuchung am wachen Tier möglich. Auf diese Weise wurden auch gute Bildergebnisse bei den relativ kleinen Augen von beispielsweise Papageienartigen, Turmfalken und Roten Sichlern erzielt. Ankopplungsprobleme traten lediglich bei äußerst kleinen Augen auf und wurden im Laufe dieser Arbeit bei einem Buchfink und einer Rauchschnalbe beobachtet.

Die Verwendung einer großen Menge an Ultraschallgel hatte allerdings das Verkleben des periokularen Gefieders zur Folge. Daher musste dieser Bereich nach Abschluss der sonographischen Untersuchung mit äußerster Sorgfalt gereinigt werden. In Fällen, in denen das Entfernen des Ultraschallgels aus dem Gefieder nicht vollständig gelang, wurden die Gelreste durch die Patienten selbst durch das natürliche Putzverhalten entfernt.

In der Humanophthalmologie wird angeraten, die Linse bei der sonographischen Untersuchung des hinteren Augensegmentes zu umgehen (BYRNE & GREEN 2002; GUTHOFF 1988). Durch diese Methode soll die Entstehung von Artefakten vermieden werden. Wie bereits von GUMPENBERGER & KOLM (2006) sowie STROBEL (2010) festgestellt, ist die Umgehung der Linse beim Vogel aufgrund des knöchernen Skleralringes nicht möglich. Aus diesem Grund traten im Laufe dieser Arbeit vermehrt Reverberationsartefakte unmittelbar hinter der Linse im Glaskörperaum auf. Das Erkennen dieser Artefakte war bedeutend, um Fehlinterpretationen und die Verwechslung mit pathologischen Strukturen wie etwa Netzhautablösungen oder fluktuierende Membranen zu vermeiden.

5.1.3 Technik der Datengewinnung

In der Literatur sind verschiedene Akquisitionstechniken zur Erfassung eines dreidimensionalen Datensatzes beschrieben (FENSTER & DOWNEY 2000; NELSON et al. 1999). Die für diese Arbeit verwendete Linearsonde arbeitete nach dem mechanischen Akquisitionsprinzip mittels horizontaler Rotation, wodurch ein gleichmäßiges Erfassen der zu untersuchenden Strukturen und damit eine koordinierte Schnittbildfolge in allen Fällen gewährleistet war. Insbesondere die Erzielung einer koordinierten Schnittbildfolge sieht SOHN (1994) als Grundvoraussetzung für die Rekonstruktion eines dreidimensionalen Volumens an. Sowohl SOHN (1994) als auch POULSEN NAUTRUP (1998) halten das horizontale Rotationsverfahren für die geeignetste Methode zur Erfassung eines dreidimensionalen Volumens, da der Schallkopf an einer bestimmten Position auf der zu untersuchenden Oberfläche aufgesetzt werden kann und die Datengewinnung im Anschluss automatisch erfolgt. Im Gegensatz dazu muss bei anderen Techniken die Sonde parallel verschoben werden; eine koordinierte Schnittbildfolge wird hierbei durch die Unebenheit der Körperoberfläche erschwert. LIST (2002), die in ihren Untersuchungen nach der Technik der Parallelverschiebung des Schallkopfes arbeitete, berichtete von einer leichten Verfälschung der dreidimensionalen Datensätze, da es ihr in keinem Fall möglich war eine koordinierte Schnittbildfolge durch die gekrümmte Lidoberfläche einzuhalten. Diese Problematik konnte mit der verwendeten Akquisitionstechnik im Rahmen der vorliegenden Arbeit umgangen werden, so dass stets aussagekräftige dreidimensionale Datensätze erzielt werden konnten. Voraussetzung hierfür war allerdings, dass während der Zeit der Akquisition sowohl die untersuchten Tiere als auch die Sonde durch den Untersucher absolut ruhig gehalten wurden, da es ansonsten zu einer Verfälschung des erhaltenen dreidimensionalen Datensatzes durch Bewegungsartefakte kam. Davon berichten auch DOWNEY et al. (2000) und FISHER et al. (1998) in ihren Untersuchungen. Zudem war die Sonde relativ groß und schwer, was ein absolutes Ruhighalten des Schallkopfes während der Datenerfassung zusätzlich erschwerte. Diese Probleme könnten in Zukunft durch die Entwicklung sogenannter zweidimensionaler Transducer, welche direkt zu einem dreidimensionalen Volumen führen, umgangen werden (SILVERMAN et al. 1993). Sie sind elektronisch betrieben, klein, handlich und bilden mehrere Ebenen des untersuchten Organs in Real - Time ab (NELSON et al. 1999).

Sowohl der Volumenschwenkwinkel als auch der Untersuchungsbereich (Region – of - Interest) wurden stets so gewählt, dass das gesamte Auge bzw. im Rahmen der Farbdoppler- Untersuchungen der komplette Augenfächer erfasst und in die Berechnung des dreidimensionalen Volumens einbezogen wurden. Nur auf diese Weise konnte gewährleistet werden, dass auch Veränderungen in der Peripherie nicht übersehen wurden.

Die Zeit der Datenerfassung von sieben bis zwölf Sekunden führte bei ruhigen Tieren in der Regel zu einem aussagekräftigen dreidimensionalen Volumen. Gerade bei unruhigen Tieren war die Akquisitionsdauer für die Erstellung eines artefaktfreien Datensatzes jedoch teilweise zu lang. DOWNEY et al. (2000) schlägt zur Vermeidung von Bewegungsartefakten eine Verkürzung der Scanzeit vor. In der vorliegenden Arbeit war die Dauer zur Erfassung eines dreidimensionalen Datenvolumens abhängig von der eingestellten Qualität und der Größe des Untersuchungsbereiches sowie des Volumenschwenkwinkels. Um die Scanzeit zu verkürzen, wurden der Untersuchungsbereich und der Volumenschwenkwinkel so klein wie möglich gewählt. Es wurde jedoch stets darauf geachtet, dass das Auge in seiner gesamten Ausdehnung sonographisch erfasst wurde. In keinem der vorliegenden Fälle wurde zur Verkürzung der Datenerfassung die Qualität herabgesetzt. Eine Verminderung der Qualität hätte zur Folge gehabt, dass weniger zweidimensionale Einzelbilder erfasst worden wären. Dadurch hätte sich zwar die Scanzeit verringert, jedoch wäre der Abstand der erfassten zweidimensionalen Einzelbilder zueinander größer geworden, wodurch die Gefahr eines möglichen Informationsverlustes bestanden hätte. Somit war kein Kompromiss zwischen Scandauer und Anzahl der Einzelbilder, wie von POULSEN NAUTRUP (1998) empfohlen, möglich.

Als großer Vorteil in der dreidimensionalen Sonographie wird die Tatsache gewertet, dass der erfasste dreidimensionale Datensatz archiviert und jederzeit erneut beurteilt werden kann (NELSON et al. 1999). Mit der für die vorliegende Arbeit verwendeten Software war dies nicht möglich. Die Software erlaubte lediglich das Abspeichern einzelner Bilder und Videosequenzen; der komplette Datensatz konnte nicht archiviert werden und ging mit Ausnahme der abgespeicherten Einzelbilder bei Start einer neuen Datenakquisition verloren. In der Regel wirkte sich diese Tatsache nicht negativ auf die Diagnosestellung aus; in Einzelfällen wäre es jedoch hilfreich gewesen den kompletten dreidimensionalen Datensatz erneut evaluieren zu können.

5.1.4 Manipulation des dreidimensionalen Bildes

Das dreidimensionale Volumen kann mit Hilfe verschiedener Darstellungsmodi nach Abschluss der Datenakquisition auf dem Monitor bearbeitet werden (FENSTER & DOWNEY 2000; HILDEBRANDT et al. 2009; MERZ & WELTER 2005; POULSEN NAUTRUP 1998). Die verwendete Software verfügte über die gängigen, im Literaturteil bereits beschriebenen Funktionen, wobei qualitativ hochwertige dreidimensionale Volumenbilder entstanden. Die verschiedenen Bearbeitungsmodi führten zu Darstellungen, welche den Beschreibungen in der Literatur entsprachen.

Darüber hinaus war die dreidimensionale Software mit leicht verständlichen und übersichtlich angeordneten Bedienelementen ausgestattet. Die Software arbeitete schnell, so dass Manipulationen des dreidimensionalen Bildes durch den Untersucher unmittelbar auf dem Monitor umgesetzt wurden. Laut NELSON et al. (1999) stellen beide Punkte eine Grundvoraussetzung für die Akzeptanz der dreidimensionalen Sonographie unter Praxisbedingungen dar.

LIST (2002) ist der Meinung, dass mit Hilfe der Bildrotation der räumliche Eindruck verstärkt und dadurch das Verständnis für die Anatomie des untersuchten Objekts verbessert wird. Darüber hinaus können übereinanderliegende Strukturen leichter erkannt werden. Auch NELSON et al. (1999) betonen, dass es durch die Bildrotation zu einem besseren Verständnis der räumlichen Zusammenhänge in der dreidimensionalen Sonographie kommt. Durch eigene Untersuchungen konnte dies bestätigt werden.

Artefakte und Strukturen, welche nicht von Interesse waren, wurden außerhalb des Renderkästchens positioniert und somit bei der Berechnung des Volumenbildes nicht berücksichtigt. Ein ungestörter Blick auf das Objekt von Interesse war damit jedoch nicht immer erreichbar, so dass in diesen Fällen die störenden Strukturen mit Hilfe des elektronischen Skalpells entfernt wurden. Sowohl NELSON et al. (2000) als auch MERZ et al. (2000) sind der Meinung, dass die Anwendung des elektronischen Skalpells die Bildqualität des dreidimensionalen Volumens entscheidend verbessern kann. Sie geben jedoch zu bedenken, dass dabei auch für die Diagnosestellung wertvolle Bildinformation verloren gehen kann. Der Untersucher sollte daher stets abwägen, welche Strukturen entfernt werden können. Im Rahmen dieser Arbeit wurde beim Entfernen von Strukturen mit Hilfe des elektronischen Skalpells schrittweise vorgegangen und die Auswirkungen auf das dreidimensionale Volumenbild genauestens beobachtet. In Fällen, in denen nicht eindeutig erkennbar war, ob es sich um ein Artefakt oder um eine diagnostisch wertvolle Struktur handelte, wurde ein erneutes Volumen aufgenommen. Nur auf diese Weise konnten in Zweifelsfällen Artefakte mit Sicherheit erkannt werden.

5.2 Die dreidimensionale Sonographie

5.2.1 Untersuchungsdauer und Verträglichkeit

Zur Erfassung eines auswertbaren, artefaktfreien dreidimensionalen Datensatzes waren im Schnitt 1,6 Versuche nötig. Die Anzahl der Versuche schwankte abhängig von der Tierart

beträchtlich. Während bei Spechtartigen und Sperlingsvögeln ein Versuch bis zum Erhalt eines entsprechenden Datensatzes ausreichte, wurden bei Falkenartigen durchschnittlich 2,7 Versuche benötigt. Diese große Spannbreite kann auf die individuelle Toleranz der verschiedenen Vogelarten gegenüber der sonographischen Untersuchung zurückgeführt werden. Aber auch das Auftreten von Artefakten spielte eine wichtige Rolle. Bei einer Waldschnepfe waren insgesamt drei Versuche nötig. Dieser Wert kann jedoch nicht als repräsentativ angesehen werden, da im Rahmen dieser Arbeit lediglich eine Schnepfe untersucht wurde und sich diese zusätzlich unter einer Isofluran - Narkose befand.

STROBEL (2010) gibt für die konventionelle B – Mode - Sonographie von Wildgreifvögeln eine durchschnittliche Untersuchungsdauer von 9 Minuten 41 Sekunden pro Vogel an. Die Untersuchungszeit umfasst die zweidimensionale Sonographie sowohl in der axialen vertikalen als auch in der axialen horizontalen Ebene an beiden Augen. Im Vergleich dazu betrug die Untersuchungszeit bei Anwendung der dreidimensionalen Sonographie durchschnittlich 3 Minuten 19 Sekunden pro Untersuchungsebene. Dabei handelte es sich jedoch nicht nur um die reine sonographische Untersuchungsdauer, welche bei STROBEL (2010) angegeben wird, sondern die Zeit umfasst das gesamte Handling des Vogels einschließlich Verabreichung der Oberflächenanästhesie der Kornea und der sonographischen Datenerfassung. Daher kann die Zeit der tatsächlichen Sonographie als noch geringer angesehen werden. Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie konnte die Untersuchungsdauer im Vergleich zur konventionellen Sonographie somit verringert werden. Dies lässt sich durch die Tatsache erklären, dass nicht mehr wie bei STROBEL (2010) eine Untersuchung in allen verfügbaren Ebenen durchgeführt werden musste. Vielmehr fand nach Erfassung des Datensatzes in einer Untersuchungsebene ein Berechnungsprozess statt, mit dessen Hilfe die anderen Ebenen des dreidimensionalen Volumens auf dem Bildschirm erschienen.

Von einer Verkürzung der Untersuchungszeit bei Anwendung der dreidimensionalen Sonographie berichten auch DOWNEY et al. (1996) und FINGER (2002) in der Humanophthalmologie sowie LIST (2002) in der Pferdeophthalmologie.

Am kürzesten konnte die Zeit der Datenerfassung mit 2 Minuten 20 Sekunden bei den Kuckucksartigen gehalten werden, am längsten dauerte sie mit 4 Minuten 1 Sekunde bei den Eulenvögeln. Diese Variabilität kommt durch die anatomischen Besonderheiten der verschiedenen untersuchten Vogelarten zustande. Bei der bereits erwähnten Waldschnepfe vergingen 5 Minuten bis zur Erfassung eines dreidimensionalen Datensatzes. Diese wurde aufgrund der hohen Stressanfälligkeit im Rahmen einer Inhalationsnarkose mittels Isofluran sonographisch untersucht und anschließend aufgrund einer infausten Prognose euthanasiert. Die vergleichsweise relativ lange Untersuchungszeit bei dieser Waldschnepfe

kann daher nicht als repräsentativ angesehen werden. Generell wurde darauf geachtet, die Untersuchungsdauer der Tiere so gering wie möglich zu halten. Da die Auswertung der Ultraschallbilder selbst relativ zeitaufwändig war, erfolgte diese anhand der gespeicherten dreidimensionalen Datensätze erst nach Abschluss der Untersuchung am Vogelauge. Die Vögel befanden sich zu diesem Zeitpunkt bereits wieder in ihrer Patientenbox.

Die Untersuchungsdauer im Rahmen der dreidimensionalen Farbdoppler - Untersuchungen des Pecten oculi betrug im Schnitt ebenfalls 3 Minuten 19 Sekunden und unterschied sich damit nicht von der benötigten Zeit für die dreidimensionale Datenerfassung des gesamten Auges. Im Bereich der Farbdoppler - Untersuchung des Augenfächers liegen noch keine Erfahrungswerte bezüglich der Untersuchungsdauer vor.

Bei umfassenden Veränderungen des Auges fanden sonographische Untersuchungen sowohl in der axialen vertikalen als auch in der transversalen Ebene statt, so dass die Untersuchungsdauer in diesen Fällen auf 6 Minuten 38 Sekunden anstieg.

Lediglich in Ausnahmefällen wurde der Untersuchungsgang um eine zusätzliche axiale horizontale bzw. longitudinale Ebene erweitert, um anhand dieser ausgewählten Probanden die Rechenleistung und Leistungsfähigkeit der dreidimensionalen Bilddarstellung überprüfen zu können. Bei Durchführung aller vier Ebenen dauerte die Untersuchung dann länger als bei STROBEL (2010). Die Untersuchungszeiten im Rahmen der Evaluierung des Ultraschallgerätes spiegelten jedoch nicht die Praxisbedingungen wieder; bei letzteren konnten die Untersuchungszeiten mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie stets kürzer gehalten werden.

Bei Durchführung mehrerer Ebenen musste das Tier mehrmals aus seiner Box gefangen und fixiert werden. Im Rahmen dieser Arbeit konnte nicht endgültig geklärt werden, ob diese Tatsache mit größerem Stress verbunden war als ein einmaliges Einfangen mit längerer Untersuchungsdauer. Die betroffenen Tiere zeigten im Vergleich zu den lediglich einmalig fixierten Vögeln keine vermehrten Abwehrbewegungen bei den erneuten Untersuchungen.

DOWNEY et al. (1996) beobachten in ihren Untersuchungen eine zunehmende Unruhe der Patienten, je länger die zweidimensionale Sonographie andauert. Die Probanden empfanden die dreidimensionale Sonographie als angenehmer.

Gerade beim Vogel, welcher als sehr stressanfällig angesehen werden kann, spielt diese Tatsache in Verbindung mit der geringeren Untersuchungszeit eine wichtige Rolle für die Verträglichkeit der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung.

Insgesamt wurde die dreidimensionale Sonographie von allen untersuchten Vogelspezies sehr gut vertragen. Lediglich zwei Vögel zeigten eine stressbedingte Dyspnoe, woraufhin die Untersuchung sofort abgebrochen wurde. Beide Tiere erholten sich innerhalb kurzer Zeit. Bei der Rauchschnalbe wurde die Unverträglichkeit darauf zurückgeführt, dass es sich um ein

sehr stressanfälliges Wildtier handelte, welches das Handling durch den Menschen nicht gewöhnt war. Das Haushuhn, welches an eine Manipulation durch den Menschen gewöhnt war, zeigte die Dyspnoe vermutlich aufgrund des warmen und schwülen Klimas am Tag der Untersuchung. Daraufhin wurde an sehr heißen Tagen auf eine Ultraschalluntersuchung weiterer Tiere verzichtet.

Während der Dauer der Ultraschalluntersuchung wurde der Allgemeinzustand der Tiere genauestens beobachtet. Die Einschätzung des Allgemeinbefindens der Vögel erfolgte subjektiv. Es wurde auf Anzeichen von extremem Stress und Aufregungszuständen wie beispielsweise Schnabelatmung oder Apathie geachtet; in diesen Fällen wäre die sonographische Untersuchung sofort abgebrochen worden.

Bereits STROBEL (2010) merkte bei ihren Untersuchungen an, dass eine Messung von Stressparametern sowie des Blutdrucks wünschenswert gewesen wäre, um einen objektiven Eindruck zu erhalten. Sowohl in ihren als auch in eigenen Untersuchungen wurde darauf jedoch verzichtet, da zurzeit kein minimalinvasives Verfahren besteht, um zuverlässige Blutdruckwerte beim Vogel zu erhalten.

Die Auswertung der Datensätze von den einzelnen Ebenen dauerte durchschnittlich 28 Minuten 52 Sekunden. Während dieser Zeit befanden sich die untersuchten Tiere bereits wieder in ihrer Box. Die Auswertungszeit des dreidimensionalen Volumens war vom Ausmaß der pathologischen Veränderungen der jeweiligen Augen abhängig; bei umfassenden Läsionen nahm die Auswertung mehr Zeit in Anspruch.

5.2.2 Darstellung des physiologischen hinteren Augensegmentes

Bei Auswahl der zweidimensionalen Einzelschnittbilder stimmte die Darstellung des physiologischen hinteren Augensegmentes bis auf wenige Ausnahmen mit den in der Literatur zu findenden Ausführungen über die konventionelle B – Mode - Sonographie am Vogelauge überein (GUMPENBERGER & KOLM 2006; KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. 1991; LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010).

Auch im Rahmen der Farbdoppler - Untersuchungen des Augenfächers konnten die Befunde von STROBEL et al. (2012) prinzipiell bestätigt werden.

Im dreidimensionalen Volumenbild stellten sich die Augenbinnenstrukturen des Vogelauges mit derselben Echogenität dar wie in der konventionellen Sonographie. Dies stellte bereits LIST (2002) in ihren Untersuchungen bezüglich der dreidimensionalen Ultraschalldarstellung am Pferdeauge fest. Die in der Literatur beschriebenen Vorteile, welche sich bei Anwendung der dreidimensionalen Sonographie ergeben (DELCKER et al. 1998; DOWNEY et al. 1996; FISHER et al. 1998; LIST 2002; NELSON et al. 1999; REESE 1999), konnten in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden.

Bislang liegen in der Literatur mit Ausnahme von LEHMKUHL et al. (2010), welche mittels Ultraschall die flache Augapfelform von Blaustirnamazonen nachweisen, keine Beschreibungen bezüglich der sonographischen Darstellbarkeit der verschiedenen Bulbusformen des Vogelauges vor. Der flache Bulbustyp war im Rahmen dieser Arbeit sowohl in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern als auch im dreidimensionalen Volumen sonographisch sehr gut nachvollziehbar. Im Gegensatz dazu konnten die anderen Augapfelformen mit Hilfe der Ultraschalltechnik nicht erkannt werden.

Sowohl GUMPENBERGER & KOLM (2006) als auch SQUARZONI et al. (2010) beschreiben den Skleralring im Ultraschallbild als hyperechogene Struktur beidseits des Bulbus. Während STROBEL (2010) dies in ihren Untersuchungen nicht bestätigen konnte, stellte sich der knöcherne Skleralring in der vorliegenden Arbeit insbesondere bei den Vogelarten, bei denen er sehr stark ausgeprägt ist, in den zweidimensionalen Schnittbildern ebenfalls hyperechogen und beidseits des Augapfels dar. In den dreidimensionalen Volumenbildern umgab er die Linse ringförmig. Bezüglich der dreidimensionalen Darstellung des Skleralringes im Ultraschallbild liegen in der Literatur keine weiteren Beschreibungen vor.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie gelang erstmals die Darstellung des Processus supraorbitalis. Auf den zweidimensionalen Einzelschnittbildern war dieser nicht erkennbar.

Bei einigen der untersuchten Probanden konnten mehrere konvex gebogene echogene Linien unmittelbar distal der hinteren Linsenkapsel beobachtet werden, wobei sich deren Echogenität mit zunehmendem Abstand von der Linsenhinterkapsel verringerte. Im Rahmen von sogenannten Reverberationsartefakten kommt es laut SCANLAN (1991), FARROW (1996) und POULSEN NAUTRUP (1998) zu demselben Erscheinungsbild. GUTHOFF (1988) führt das Auftreten dieser Vielfachreflexionen im Glaskörperraum auf das senkrechte Auftreffen der Ultraschallwellen auf die Linse zurück. Aus diesen Gründen wurden die konvex gebogenen echogenen Linien im Gegensatz zu STROBEL (2010) nicht auf Glaskörperfibrillen, sondern auf Reverberationsartefakte zurückgeführt.

Die Beobachtungen von GUMPENBERGER & KOLM (2006) sowie von STROBEL (2010) bezüglich der unterschiedlichen Augenfächerformen von tag- und nachtaktiven Vogelspezies im Ultraschallbild konnte in der vorliegenden Arbeit bestätigt werden. Darüber hinaus konnte nachgewiesen werden, dass der Pecten oculi bei kleineren Vogelarten im Vergleich zu größeren Spezies länger und schmaler ausgebildet war und näher an die hintere Linsenkapsel heranreichte. Zudem konnte erstmals der Augenfächer vom Fahnentyp am Beispiel des Straußes sonographisch festgehalten werden.

Ein Schallschatten bedingt durch den Augenfächer, wie GUMPENBERGER & KOLM (2006) ihn beschreiben, konnte nicht beobachtet werden. Auch STROBEL (2010) gelang die Darstellung des Schallschattens nicht in allen Fällen und sie gibt zu bedenken, dass es sich bei dem von GUMPENBERGER & KOLM (2006) beschriebenen Schallschatten des Augenfächers möglicherweise um den sich hypoechogen darstellenden Sehnerv handeln könnte.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Farbdoppler - Sonographie konnte bei allen untersuchten Vogelarten ein Basisblutfluss des Pecten oculi außerhalb von oszillatorischen Augenbewegungen beobachtet werden. Die Darstellung war im Gegensatz zu den Beobachtungen von STROBEL et al. (2012) somit auch bei Waldkäuzen problemlos möglich. Die Tatsache, dass der Blutfluss bei nahezu allen untersuchten Vogelarten mit Ausnahme des Waldkauzes während einer oszillatorischen Augenbewegung bis zur Spitze des Augenfächers anstieg, stimmt mit den Beobachtungen von PETTIGREW et al. (1990) und KORBEL et al. (1999) überein und wird daher nicht wie bei STROBEL et al. (2012) allein auf das Auftreten von Bewegungsartefakten zurückgeführt. PETTIGREW et al. (1990) und KORBEL et al. (1999) konnten mit Hilfe der Fluoreszenzangiografie nachweisen, dass die Spitze des Augenfächers über einen relativ langen Zeitraum frei von Fluoreszein bleibt und selbst bei Füllung mit Farbstoff nur wenige Sekunden lang scharf darstellbar ist. Durch die oszillatorischen Augenbewegungen, welche bei Eulenvögeln nicht beobachtet werden können, kommt es bei tagaktiven Greifvögeln zur Verteilung des Farbstoffes. Bei Waldkäuzen erfolgt stattdessen ein projektilartiger Ausstoß des Farbstoffes von der Pectenspitze in den Glaskörper (KORBEL et al. 2000). Letzteres konnte im Rahmen der Farbdoppler - Untersuchungen des Augenfächers von Waldkäuzen jedoch nicht beobachtet werden.

Im Rahmen dieser Arbeit konnte bei der hinteren Augenwand der meisten Vogelspezies analog zu STROBEL (2010) zwar eine gewisse Schichtung erkannt werden, eine genaue Differenzierung von Retina, Choroidea und Sklera war jedoch nicht möglich. Eine Ausnahme stellten jedoch Vertreter des flachen Bulbustyps dar, bei denen eine Differenzierung der einzelnen Augenhüllen gelang. LEHMKUHL et al. (2010) konnten im Gegensatz dazu in ihren Untersuchungen an Amazonen die einzelnen Augenhüllen nicht voneinander unterscheiden. Die Differenzierung von Retina, Choroidea und Sklera gelang nicht im dreidimensionalen Volumenbild und war damit ausschließlich in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern möglich.

Der Übergang der hinteren Augenwand zum Corpus vitreum war anders als bei STROBEL (2010) sowohl bei nacht - als auch bei tagaktiven Vogelspezies gut gegenüber dem Glaskörperraum abgrenzbar.

Die hintere Augenhaut ließ sich analog zu STROBEL (2010) bei allen untersuchten Vögeln aufgrund des Tenonschen Raumes gut vom retrobulbären Gewebe abgrenzen. Auch Turmfalken stellten hierbei keine Ausnahme dar, was den Beobachtungen von GUMPENBERGER & KOLM (2006) widersprach.

Während der Nervus opticus im Rahmen der konventionellen Sonographie am Vogelauge nicht immer darstellbar war (GUMPENBERGER & KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010), konnten mit Hilfe der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung die einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder durchgesehen und der Sehnerv somit in allen Fällen aufgefunden werden.

Im dreidimensionalen Volumenbild beim Pferd sowie beim Hund stellt sich die Eintrittsstelle des Sehnervs als echoarme, runde Struktur am Boden der Bulbuswand dar (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007). Beim Vogel ist der Nervus opticus vom Glaskörperraum aus nicht sichtbar, da er größtenteils vom Augenfächer verdeckt wird. Daher muss zur Darstellung des Sehnervs im dreidimensionalen Ultraschallbild das Volumen so gedreht werden, dass von kaudal auf den Bulbus geblickt werden kann.

5.2.3 Darstellung pathologischer Veränderungen am hinteren Augensegment

Die Sonographie war in der Beurteilung der meisten Augenveränderungen ein wichtiges Hilfsmittel. Unverzichtbar wurde sie, wenn das hintere Augensegment aufgrund von Trübungen oder Hämorrhagien nicht einsehbar war. In diesen Fällen konnte erst mit Hilfe der Ultraschalluntersuchung festgestellt werden, ob im hinteren Augensegment ebenfalls Veränderungen vorlagen. Dies stellen auch BYRNE & GREEN (2002) und WILLIAMS et al. (1995) in ihren Untersuchungen fest. Durch Anwendung der dreidimensionalen Sonographie konnte analog zu LIST (2002) meist ein besseres Verständnis für die räumlichen Zusammenhänge und die Ausdehnung des Krankheitsprozesses entwickelt werden.

„Pop – Eye - Syndrom“

In der Literatur finden sich weder Angaben zur konventionellen noch zur dreidimensionalen sonographischen Darstellung des „Pop – Eye - Syndroms“. Die Vertiefung der vorderen Augenkammer und damit eine Zunahme des gesamten Bulbusdurchmessers konnte in eigenen Untersuchungen sowohl in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern als auch im dreidimensionalen Volumen deutlich erkannt werden. Lediglich ein betroffenes Auge stellte sich im sonographischen Bild völlig unauffällig dar. In der ophthalmologischen Untersuchung wies dieses Auge jedoch nur geringgradige Veränderungen auf, welche sonographisch nicht darstellbar waren.

Meist wurden im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“ eine Reihe weiterer Veränderungen festgestellt, welche auch im Ultraschallbild erkennbar waren. Dabei handelte es sich um Missbildungen des Pecten oculi, Retinaablösungen sowie Anomalien des Nervus opticus.

Exophthalmus

Bei einem Kongo - Graupapagei mit Exophthalmus wurde in der histologischen Untersuchung ein zystenbildendes Adenom der Tränendrüse diagnostiziert. Im sonographischen Bild erschien dieses nicht vollkommen echofrei wie von DALLOW (1986) für zystenbildende Tumore beschrieben, sondern wies zusätzlich auch echoarme Bereiche auf. Darüber hinaus war auf einigen zweidimensionalen Schnittbildern eine Kammerung erkennbar. Die hochgradige Deformation der hinteren Augenwand war analog zu GONZALEZ et al. (2001) mit Hilfe des Ultraschalls gut nachvollziehbar.

Die retrobulbäre Masse konnte mit Hilfe der Sonographie entdeckt werden, eine genaue Diagnosestellung war jedoch erst mittels histologischer Untersuchung möglich. Diese Beobachtung deckt sich mit den Aussagen von ABRAMS (1990), welcher die Ultraschalluntersuchung zwar für hilfreich zum Auffinden von retrobulbären Massen, aber eine genauere Beschreibung dieser Masse allein mittels Ultraschall für schwierig hält.

Dank der dreidimensionalen Sonographie gestaltete sich das Auffinden der Veränderungen bei Durchsicht der einzelnen Schichten wesentlich einfacher im Vergleich zur konventionellen Ultraschalluntersuchung, bei welcher die genaue Lokalisation des retrobulbären Tumors mit der Sonde aufgesucht werden müsste. Dies beobachtet auch LIST (2002) in ihren Untersuchungen zur dreidimensionalen Sonographie am Pferdeauge. Außerdem konnte hierdurch die Untersuchungsdauer für das Tier wesentlich kürzer gehalten werden als in der zweidimensionalen Sonographie.

Durch die Möglichkeit der Bildrotation verbesserte sich im Rahmen der dreidimensionalen Ultraschalldarstellung zudem das Verständnis für die räumlichen Zusammenhänge und das Ausmaß des retrobulbären Tumors.

Endophthalmie

Die im Rahmen dieser Arbeit bei einem Haushuhn aufgetretene Endophthalmie stellte sich analog zu den Angaben in der Literatur für die zwei - und dreidimensionale Sonographie dar (BYRNE & GREEN 2002; DIETRICH 2006; LIST 2002). Im Gegensatz zu SCOTTY et al. (2004) konnte keine Echogenitätszunahme der vorderen Augenkammer, sondern lediglich viele gleichmäßig verteilte feine helle Echos im Glaskörperraum beobachtet werden, was auf eine Endophthalmie im Anfangsstadium hinweist (DIETRICH 2006). Eine sonographisch darstellbare Verdickung des Sehnervs, wie von BYRNE & GREEN (2002) für die

konventionelle Sonographie in der Humanmedizin beschrieben, konnte nicht beobachtet werden.

Da der Fundus des Tieres aufgrund einer Trübung des Auges nicht einsehbar war, konnte der erhobene Befund erst mit Hilfe der sonographischen Untersuchung gestellt werden.

ENDO et al. (2000) beschreiben die dreidimensionale Sonographie in Fällen, in denen das hintere Augensegment in der ophthalmologischen Untersuchung nicht einsehbar ist, als äußerst hilfreich zum Ausschluss von Anheftungsstellen der entzündlichen Veränderungen mit der Retina. Bei dem untersuchten Haushuhn lag im Vorfeld bereits eine Netzhautablösung vor, welche Verbindungen sowohl zur hinteren Linsenkapsel als auch zur hinteren Augenwand aufwies. Bei Durchsicht der einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder konnten weitere Anheftungsstellen der Entzündungsprodukte an der hinteren Augenwand oder Linsenhinterkapsel ausgeschlossen werden.

Phthisis bulbi

Die sonographischen Befunde in der vorliegenden Arbeit deckten sich mit den Beobachtungen in der Literatur zur Darstellung einer Phthisis bulbi in der konventionellen Sonographie (GUTHOFF 1988; METTENLEITER 1995) ebenso wie im Rahmen der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung (LIST 2002). Außerdem war die hintere Augenwand stark deformiert. Im Gegensatz zu GEVELHOFF (1996) konnte die Diagnose „Phthisis bulbi“ sonographisch, trotz der zahlreichen vorhandenen Grenzflächen im Rahmen dieser Krankheit, zuverlässig gestellt werden.

Die Tatsache, dass mit Hilfe der dreidimensionalen Ultraschalldarstellung die Bildrotation und das Durchfächern der Einzelschichten möglich waren, verhalf zu einem besseren Verständnis für die räumlichen Zusammenhänge der einzelnen Augenbinnenstrukturen.

Glaukom

Ein Glaukom bei einer Blaustirnamazone stellte sich prinzipiell wie bei METTENLEITER (1995) dar. Allerdings konnte lediglich eine dezente und keine signifikante Zunahme des Bulbusdurchmessers beobachtet werden.

Die betroffenen Augenbinnenstrukturen wurden ausgemessen und mit den Daten des gesunden Auges verglichen, wodurch die Veränderungen der Bulbusdimensionen bestätigt werden konnten.

Die dreidimensionale Sonographie brachte bei der Diagnosestellung eines Glaukoms keine Vorteile gegenüber der konventionellen Ultraschalldarstellung. Dies wird auch von LIST (2002) für die dreidimensionale Sonographie am Pferdeauge berichtet.

Hämorrhagien in den Glaskörperraum

Hämorrhagien in den Glaskörperraum bildeten sich sonographisch ab wie von GUMPENBERGER & KOLM (2006) sowie von STROBEL (2010) im Rahmen der konventionellen Sonographie für den Vogel beschrieben. Für die Darstellbarkeit einer Einblutung im Ultraschallbild war neben Alter und Ausdehnung der Blutung darüber hinaus auch die Lokalisation der Hämorrhagie entscheidend. Lagen Einblutungen im Randbereich des Glaskörperraumes vor, waren diese häufig vom Schallschatten des Skleralringes überlagert und entgingen daher der sonographischen Darstellung. Im Gegensatz dazu waren Einblutungen in unmittelbarer Umgebung zum Augenfächer durch Anwendung der transversalen Schallebene leicht auffindbar.

Sehr geringgradige Einblutungen und minimale frische Hämorrhagien konnten nicht in allen Fällen sonographisch erkannt werden, da sie teilweise nur sehr wenig echogen ausgebildet waren. In diesen Fällen wird von DIETRICH (2006) die Erhöhung der Gesamtverstärkung angeraten, damit auch Echos von geringer Intensität im Ultraschallbild sichtbar werden. Häufig nahm hierbei jedoch analog zu den Beobachtungen von STROBEL (2010) lediglich das sogenannte Rauschen zu, weshalb Einblutungen nicht mehr mit Sicherheit von Artefakten abgrenzbar waren.

Während dem Auftreten von oszillatorischen Augenbewegungen konnte mit Hilfe der vierdimensionalen Sonographie eine synchrone Bewegung der Blutpartikel im Ultraschallbild beobachtet werden. Im Rahmen der konventionellen Sonographie berichten GUMPENBERGER & KOLM (2006) von diesem Phänomen.

Analog zu STROBEL (2010) gingen die meisten Hämorrhagien des Glaskörpers vom Pecten oculi aus. Daher waren Einblutungen im Ultraschallbild häufig in unmittelbarer Nähe des Augenfächers zu finden.

In der konventionellen Sonographie gelingt es nicht, Einblutungen von Entzündungszellen sonographisch zu unterscheiden (GUTHOFF 1988). Auch die dreidimensionale Sonographie bot hier keine Vorteile.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Ultraschalldarstellung konnten jedoch eventuell vorhandene Verbindungen zur hinteren Linsenkapsel oder zur hinteren Augewand bei Durchsicht der einzelnen Schichten leichter aufgefunden werden, was auch LIST (2002) in ihren Untersuchungen beobachtet hat. Bei Vögeln, die Verklebungsbezirke zur hinteren Augewand aufwiesen, wurde von einer schlechteren Prognose ausgegangen. In diesen Fällen bestand das Risiko einer Traktionsamotio, wie dies auch STROBEL (2010) beschreibt.

CUSUMANO et al. (1998) halten die dreidimensionale Sonographie in der Beurteilung der Ausdehnung der Hämorrhagien der konventionellen Ultraschalluntersuchung für überlegen, was in den eigenen Untersuchungen bestätigt werden konnte.

Fibrinansammlung im Glaskörper

Die sonographische Darstellung von Fibrin im Corpus vitreum entsprach den Angaben in der Literatur (MUNK et al. 1991; STROBEL 2010). Bei allen betroffenen Vögeln konnte die Fibrinansammlung im Ultraschallbild nachvollzogen werden.

Sonographisch konnte das Fibrin, wenn es diffus verteilt und geringgradig ausgebildet war, jedoch nicht eindeutig von Einblutungen oder Entzündungsprodukten im Glaskörper unterschieden werden. Bei zwei Tieren mit einer Katarakt, bei denen das hintere Augensegment in der ophthalmologischen Untersuchung nicht einsehbar war, wurde dennoch die Diagnose einer Fibrinansammlung sonographisch gestellt, da größere strangartige Strukturen im Ultraschallbild sichtbar waren. Entzündungen äußern sich im Gegensatz dazu durch feine helle gleichmäßig verteilte Echos (DIETRICH 2006). Eine Hämorrhagie konnte in beiden Fällen aufgrund der Vorberichts und der klinischen Untersuchung weitgehend ausgeschlossen werden.

Die dreidimensionale Ultraschalldarstellung vereinfachte auch bei Fibrinansammlungen die Suche auf mögliche Verbindungsstellen mit der hinteren Linsenkapsel oder der hinteren Augewand. Bei Verklebungen mit der hinteren Augewand musste eine Traktionsamotio als mögliche Komplikation im weiteren Verlauf in Betracht gezogen werden. Bei einem Mäusebussard gelang es auf diese Weise, eine Traktionsamotio nachzuweisen.

Glaskörpertrübungen

Glaskörpertrübungen konnten im Gegensatz zu STROBEL (2010) in der vorliegenden Arbeit in allen Fällen sonographisch erkannt werden. Allerdings lagen bei ihr lediglich sehr geringgradige Trübungen des Glaskörpers vor. SCOTTY et al. (2004) beschreiben Glaskörpertrübungen bezüglich ihrer Form und Größe als äußerst variabel. Im Rahmen dieser Arbeit stellten sie sich meist in Form feiner heller Echos dar, welche gleichmäßig im Glaskörperraum verteilt waren. Lediglich bei einem Waldkauz war eine großflächige hyperechogene Trübung erkennbar. Die Verdachtsdiagnose lautete Kapselruptur in Verbindung mit einer Luxatio posterior. Die sich hyperechogen darstellbare Trübung kam daher wahrscheinlich durch das Linsenmaterial zustande.

Bei demselben Waldkauz konnten bei Durchfächern der Einzelschnittbilder Verklebungsbezirke der Glaskörpertrübung mit der hinteren Augewand festgestellt werden, was in der postmortalen Untersuchung bestätigt werden konnte.

Die Abgrenzung der Trübung zu einer gleichzeitig vorliegenden Hämorrhagie im Glaskörperraum war anhand des Ultraschallbildes allerdings nicht möglich.

Fluktuierende Membranen im Glaskörperraum

COLEMAN & JACK (1976) beschreiben fluktuierende Membranen als Strukturen von hoher Echogenität. In der vorliegenden Arbeit stellten sie sich lediglich mittel echogen dar. Laut PURNELL & FRANK (1979) muss eine Verbindung zur Eintrittsstelle des Sehnervs ausgeschlossen werden, um fluktuierende Membranen mit Sicherheit von einer Netzhautablösung unterscheiden zu können. Die vielen Schnittbilder, welche dank der dreidimensionalen Sonographie durchgesehen werden konnten, erleichterten den Ausschluss von Verbindungsstellen mit der Sehnervenpapille im Vergleich zur konventionellen Sonographie.

GRASBON et al. (2001) kann die Membranen im Volumenbild genauestens verfolgen. In eigenen Untersuchungen war dies ebenfalls gut möglich, wodurch die Ausdehnung der fluktuierenden Membranen besser beurteilt werden konnte.

Deformationen des Augenfächers

GUMPENBERGER & KOLM (2006) berichten bei drei Individuen von verkürzten Augenfächern, welche im Ultraschallbild eine geringgradige Zunahme in ihrer Echogenität aufwiesen. Sie gehen jedoch nicht näher auf das Krankheitsgeschehen ein. Weitere Angaben bezüglich Deformationen des Pecten oculi in der Literatur liegen bisher nicht vor.

In der vorliegenden Arbeit waren Deformationen des Augenfächers in allen Fällen sonographisch nachweisbar. Die verschiedenen Pectenanomalien glichen in ihrem Erscheinungsbild den Befunden der ophthalmoskopischen Untersuchung. Bei einem Tier mit einer Katarakt konnte die Diagnose erst mittels der Sonographie gestellt werden.

Im Volumenbild waren die Veränderungen anschaulicher als in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern. Auch das Ausmaß und der Schweregrad der Deformationen konnten mit Hilfe des dreidimensionalen Volumens besser beurteilt werden.

Der Quadrant, der die Aufsicht auf das Auge zeigte, war ein wichtiges Hilfsmittel in der Diagnostik von Pectenanomalien. Diese Perspektive war einzigartig für die dreidimensionale Sonographie und entsprach der Blickrichtung auf den Augenfächer in der ophthalmoskopischen Untersuchung. Auch das Volumenbild konnte so rotiert werden, dass es dieser Perspektive entsprach. Dadurch fiel die Interpretation des Ultraschallbildes bei der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung häufig leichter als mit der zweidimensionalen Sonographie.

Im Gegensatz zu GUMPENBERGER & KOLM (2006) traten viele dieser Veränderungen in Verbindung mit einer Echogenitätsabnahme des Augenfächers auf.

Mit Hilfe der Dopplersonographie konnte nachgewiesen werden, dass bei keiner der aufgetretenen Pectenanomalien eine Beeinträchtigung des Blutflusses bestand. Aus diesem

Grund wird davon ausgegangen, dass die diagnostizierten Deformationen des Augenfächers in keinem der Fälle Auswirkungen auf die Funktion dieses Organs hatten.

Degeneration des Pecten oculi

In der Literatur fehlen Beschreibungen bezüglich der Gestalt von degenerierten Augenfächern im sonographischen Bild bisher vollständig. Die Veränderungen der betroffenen Augenfächer in der vorliegenden Arbeit waren sowohl in den Einzelschnittbildern als auch im dreidimensionalen Volumen gut nachvollziehbar.

In der Farbdoppler - Untersuchung war der Blutfluss im Gegensatz zu den Angaben bei STROBEL et al. (2012) noch erhalten, jedoch konnte lediglich eine sehr geringgradige Durchblutung festgestellt werden.

Hämorrhagien des Augenfächers

Die sonographische Darstellung von Hämorrhagien des Augenfächers entsprach den Beschreibungen in der Literatur für die konventionelle Sonographie (GUMPENBERGER & KOLM 2006; STROBEL 2010).

Auch in diesem Fall war die dreidimensionale Ultraschalluntersuchung hilfreich beim Ausschluss möglicher Anheftungsstellen der Blutungen zum Augenhintergrund und trug zu einem besseren Verständnis für das Ausmaß der Veränderungen bei.

Verlaufskontrollen waren insbesondere in Fällen bedeutend, bei denen ophthalmoskopisch aufgrund der Blutung nicht abgeklärt werden konnte, ob eine Netzhautablösung vorlag oder nicht. Dank der vielen zweidimensionalen Einzelschnittbilder, welche durchgesehen wurden, konnte die Lokalisation der Veränderungen sehr schnell erneut aufgesucht werden. Damit waren Verlaufskontrollen im Vergleich zur konventionellen Sonographie einfacher möglich. Diese Beobachtung deckt sich mit den Aussagen von DOWNEY et al. (2000), welche der Meinung sind, dass mittels der konventionellen Sonographie dieselbe Schnittebene im Vergleich zur vorangegangenen Untersuchung nie mehr exakt reproduziert werden kann.

Dank der Farbdoppler - Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die Durchblutung in keinem der vorliegenden Fälle verändert war. Lediglich bei einem Mäusebussard konnte beobachtet werden, dass sich die Farbsignale vom Augenfächer ausgehend in die Blutung hinein fortsetzten. STROBEL et al. (2012) berichten in ihren Untersuchungen ebenfalls von diesem Phänomen. Auch in der vorliegenden Arbeit wird das Auftreten von Farbsignalen, welche scheinbar in die Blutungen ziehen, auf Artefakte zurückgeführt.

Chorioretinitis

Bisher war es nicht möglich, eine Chorioretinitis mittels der konventionellen Sonographie beim Vogel darzustellen (GUMPENBERGER & KOLM 2006; STROBEL 2010). Auch in

eigenen Untersuchungen konnte sie in keinem der Fälle anhand der einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder erkannt werden. Im dreidimensionalen Volumen bildete sich eine großflächige Chorioretinitis jedoch deutlich ab und zeigte grundsätzlich die gleichen Merkmale wie eine Chorioiditis beim Menschen (BYRNE & GREEN 2002) und beim Pferd (SCOTTY et al. 2004) im Rahmen der konventionellen Sonographie. Jedoch war die Retina zusätzlich in die Veränderungen mit einbezogen.

Bei den sonographisch nicht darstellbaren Chorioretinitiden handelte es sich insbesondere um geringgradig ausgeprägte und alte Prozesse sowie um Veränderungen in der Peripherie. Somit könnte die dreidimensionale Sonographie der konventionellen Ultraschalldarstellung überlegen sein, was die Erkennung von Chorioretinitiden betrifft. Hierüber ist allerdings aufgrund der geringen Fallzahl keine definitive Aussage möglich; dazu wären weiterführende Untersuchungen nötig. Bislang ist in dieser Fragestellung die Optische Kohärenztomographie (OCT) der Sonographie jedoch deutlich überlegen; sowohl multifokale als auch disseminierte Chorioretinitiden sind mit Hilfe dieser Technik darstellbar (KORBEL et al. 2012; KORBEL et al. 2012; KORBEL et al. 2012).

Chorioretinale Narben

In der Literatur existieren keine Angaben bezüglich der sonographischen Darstellung von chorioretinalen Narben. Im Rahmen eigener Untersuchungen konnten sie im Ultraschallbild nicht erkannt werden, auch das dreidimensionale Volumenbild brachte hierbei keine Vorteile. Eine Ausnahme bildete die Narbe eines Merlins, welche kraterförmig ausgebildet war. Aus diesem Grund kann davon ausgegangen werden, dass chorioretinale Narben lediglich dann sonographisch darstellbar sind, wenn sie mit Unebenheiten des Augenhintergrundes einhergehen.

Hyperpigmentierungen des Augenhintergrundes

Auch über Hyperpigmentierungen des Augenhintergrundes liegen in der Literatur keine Berichte bezüglich der sonographischen Darstellbarkeit vor. In der vorliegenden Arbeit konnten Hyperpigmentierungen weder in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern noch im dreidimensionalen Volumen erkannt werden.

Deformation der hinteren Augenwand

Eine Deformation der hinteren Augenwand wurde in der vorliegenden Arbeit sowohl bei einem Kongo - Graupapagei mit einem retrobulbären Tumor sowie bei einem Haushuhn mit Phthisis bulbi nachgewiesen. Diese Fälle wurden bereits in den entsprechenden Kapiteln diskutiert.

Retinaödem

Das sonographische Bild des Retinaödems in der vorliegenden Arbeit war identisch zur Beschreibung von Retinaödemem in der konventionellen Sonographie (BYRNE & GREEN 2002; STROBEL 2010). Zudem zeigte es ein netzartiges Erscheinungsbild.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie war es aufgrund der Bildrotation einfacher möglich, die Ausdehnung des Retinaödems einzuschätzen.

Netzhautablösung

Das Erscheinungsbild sowohl der partiellen als auch der kompletten Netzhautablösungen glich dem in der Literatur für die konventionelle Sonographie beschriebenen (COLEMAN & JACK 1973; GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Es konnte analog zu KRAUTWALD - JUNGHANNS et al. (1991) und GUMPENBERGER & KOLM (2006) bestätigt werden, dass die typische V - Form einer kompletten Netzhautablösung auch beim Vogel auftritt. Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie waren bei Durchsicht der Einzelschnittbilder die Anheftungsstellen an der Ora serrata und an der Eintrittsstelle des Sehnervs leicht auffindbar. Dies beschreibt auch LIST (2002) in ihren Untersuchungen. In einigen Fällen konnte nachgewiesen werden, dass die Verbindungen zur Ora serrata abgerissen waren. Eine damit verbundene Faltenbildung war im Gegensatz zu den Beschreibungen von WILLIAMS et al. (1995) jedoch nicht erkennbar. Die typischen flottierenden Nachbewegungen (GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP et al. 1998) konnten mittels der vierdimensionalen Sonographie festgehalten werden. Mit zunehmendem Alter wies eine totale Netzhautablösung auch beim Vogel eine T - förmige Gestalt auf, wie dies für das Kleintier bereits beschrieben ist (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Damit verbunden konnten Veränderungen des Glaskörpers wie auch bei GUTHOFF (1988) beobachtet werden. Somit sind der sonographischen Darstellung von Netzhautablösungen beim Vogel entgegen der Meinung von STROBEL (2010) keine Grenzen gesetzt. Lediglich geringgradige Abhebungen der Retina, insbesondere in der Peripherie, entgingen der Darstellung im Ultraschallbild.

Darüber hinaus zeichneten sich Netzhautablösungen beim Vogel nicht immer wie beim Menschen und beim Pferd durch eine Hyperechogenität aus; es traten auch Netzhautablösungen mit mäßiger Echogenität auf. Dies beobachteten auch GUMPENBERGER & KOLM (2006) sowie STROBEL (2010).

Mittels der dreidimensionalen Sonographie konnte insbesondere bei Anwendung des Vierquadrantenbildschirms die räumliche Ausdehnung und ihre Lagebeziehung zu den okularen Binnenstrukturen gut beurteilt werden. Dies deckt sich mit den Aussagen von NÉMETH & SÜVEGES (1998) und LIST (2002). Insgesamt konnte ein besseres Verständnis für das Krankheitsgeschehens entwickelt werden, wodurch die Diagnosestellung erleichtert

wurde. Somit konnten die Beobachtungen von DOWNEY et al. (1996) und NELSON et al. (1999) bestätigt werden.

Unebenheiten des Augenhintergrundes

Berichte bezüglich des sonographischen Erscheinungsbildes von Unebenheiten des Augenhintergrundes sind nicht bekannt. Die Veränderungen waren in den eigenen Untersuchungen in allen Fällen sonographisch darstellbar. Sowohl in den einzelnen zweidimensionalen Bildern als auch im dreidimensionalen Volumen konnte die unregelmäßige, wellenförmige hintere Augenwand erkannt werden. Im dreidimensionalen Volumenbild fiel es leichter, das Ausmaß der jeweiligen Veränderung einzuschätzen.

Größen - und Formveränderungen des Sehnervs

Bezüglich der sonographischen Darstellbarkeit von Sehnervenanomalien sind in der Literatur keine Angaben zu finden. Größen - und Formveränderungen des Nervus opticus waren im Rahmen dieser Arbeit ausschließlich in Verbindung mit dem „Pop – Eye - Syndrom“ feststellbar. Sie waren im Ultraschallbild meist gut erkennbar, lediglich geringgradige Veränderungen entgingen der sonographischen Darstellung.

Insbesondere die einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder erwiesen sich beim sonographischen Nachweis der Größen - und Formveränderungen als sehr hilfreich. Die Verdoppelung des Sehnervs hingegen konnte vor allem im dreidimensionalen Volumenbild gezeigt werden, da der veränderte Sehnerv im Gegensatz zu physiologischen Augen nun nicht mehr vollständig vom Pecten oculi überlagert wurde. Die Möglichkeit der Bildrotation des dreidimensionalen Volumens war beim Auffinden dieser Veränderung von entscheidendem Vorteil gegenüber der konventionellen Sonographie.

5.2.4 Die dreidimensionale Farbdoppler – Untersuchung

In der Vergangenheit stand lediglich die Fluoreszenzangiographie für die Untersuchung des Blutflusses im Pecten oculi zur Verfügung (KORBEL et al. 2000; KORBEL et al. 1999; PETTIGREW et al. 1990). STROBEL et al. (2012) sehen die konventionelle Farbdoppler - Sonographie als weiteres nützliches Verfahren zur Evaluierung des Blutflusses im Augenfächer an, welches darüber hinaus nicht invasiv und auch am wachen Tier gut durchführbar ist. Bei einsehbarem hinterem Augensegment halten sie die Fluoreszenzangiographie jedoch für aussagekräftiger. Weitere Untersuchungen zur Farbdoppler - Sonographie des Pecten oculi liegen in der Literatur bisher nicht vor.

In eigenen Untersuchungen wurde die Farbdoppler - Sonographie von allen Tieren sehr gut toleriert und ein negativer Effekt auf das Allgemeinbefinden war nicht erkennbar. Bei Veränderungen des Augenfächers lieferte die Farbdoppler - Sonographie wertvolle

Informationen bezüglich des Blutflusses und damit über das Ausmaß der Veränderung des Pecten oculi, was entscheidende Auswirkungen auf die Prognose des jeweiligen Tieres hatte.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Farbdoppler - Untersuchung konnte gerade bei Veränderungen des Blutflusses ein besseres Verständnis für die Art der Veränderungen und das Ausmaß des Krankheitsprozesses entwickelt werden, was die Diagnosestellung erleichterte. Hilfreich dabei war insbesondere die Möglichkeit der Bildrotation, wodurch der Augenfächer so gedreht werden konnte, dass er der Perspektive in der ophthalmoskopischen Untersuchung entsprach. Diese Beobachtungen stimmen mit den Aussagen von NELSON et al. (1999) und PICOT et al. (1993) überein, welche berichten, dass die intraokularen Gefäßstrukturen anschaulicher werden und Aufnahmen des Blutflusses möglich sind, die mittels konventioneller Verfahren nicht erreicht werden können. Während sich die Farbdoppler - Sonographie gut zur Einschätzung eignet, ob der Blutfluss physiologisch, verringert oder nicht mehr vorhanden ist, kann im Rahmen der Fluoreszenzangiographie die gesamte Durchblutung des Augenfächers in ihrem zeitlichen Ablauf genauestens verfolgt werden (KORBEL et al. 2000; KORBEL et al. 1999; PETTIGREW et al. 1990). Bei getrübten Medien oder Hämorrhagien stellt die Farbdoppler - Untersuchung bisher das einzige Verfahren zur Beurteilung des Blutflusses im Pecten oculi dar (STROBEL et al. 2012). Eine Aussage darüber, ob die Fluoreszenzangiographie bei einsehbarem Fundus der dreidimensionalen Farbdoppler - Sonographie überlegen ist, kann nur im Rahmen weiterführender Untersuchungen geklärt werden, in denen beide Untersuchungsverfahren miteinander verglichen werden.

5.2.5 Vor - und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie

Ein entscheidender Vorteil der dreidimensionalen Sonographie lag darin, dass die Untersuchung im Vergleich zur konventionellen Ultraschalluntersuchung objektiver war. Der Untersucher musste nicht mehr länger vor seinem geistigen Auge ein dreidimensionales Bild formen; vielmehr erschien das Volumen direkt auf dem Monitor. Dies deckt sich mit den Beobachtungen von FENSTER & DOWNEY (2000) und GRASBON et al. (2001). Somit verringerte sich analog zu LIST (2002) und ROMERO et al. (1998) die Gefahr des Verlusts von diagnostisch wertvollen Bilddetails.

Darüber hinaus war auch eine vereinfachte Kommunikation mit den Patientenbesitzern möglich, da die dreidimensionalen Volumenbilder im Rahmen dieser Arbeit anschaulicher waren und der Krankheitsprozess dadurch in der Regel besser nachvollzogen werden konnte. Auch CUSUMANO et al. (1998) sind der Meinung, dass ein Schwachpunkt der konventionellen Sonographie die Tatsache beinhaltet, dass das vor dem geistigen Auge erstellte Volumenbild nicht präsentiert werden kann.

Im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie gelang durch einmaliges Aufsetzen des Schallkopfes die Erfassung des gesamten Auges, so dass im Gegensatz zur konventionellen Ultraschalldarstellung die Zahl der erhaltenen Bilder nicht mehr limitiert war, sondern eine Vielzahl von Bildern gewonnen werden konnte. Auch die Untersuchungsdauer für das Tier konnte verkürzt werden. Die Beobachtungen decken sich mit den Aussagen von DOWNEY et al. (1996), ROMERO et al. (1998) und LIST (2002). Letztere betont insbesondere die Tatsache, dass der Informationsgehalt im Rahmen der dreidimensionalen Ultraschalluntersuchung die konventionelle Sonographie um ein Vielfaches übertrifft.

Während die Untersuchungsdauer für den Patienten selbst durch Anwendung des dreidimensionalen Ultraschalls verkürzt wird (DOWNEY et al. 1996; FINGER 2002; LIST 2002), kann sich der Untersucher im Anschluss ohne Patientenkontakt und daher ohne Zeitdruck auf die Auswertung des Datensatzes konzentrieren. Dies führt zu einer längeren Bearbeitungszeit der dreidimensionalen Datensätze, wodurch eine gründlichere Untersuchung des Volumens gefördert wird (DOWNEY et al. 1996; FINGER 2002; NELSON et al. 1999). In eigenen Untersuchungen konnten diese Beobachtungen bestätigt werden.

In der Literatur werden folgende weitere Vorteile der dreidimensionalen Sonographie genannt: Erfassung aller drei Untersuchungsebenen mit Hilfe einer einmaligen Datenakquisition, exakte Zuordnungsmöglichkeit komplexer Strukturen zu einem bestimmten Organ und Erleichterung von Folgeuntersuchungen (DOWNEY et al. 2000; FINGER 2002; POULSEN NAUTRUP 1998). Dies stimmt mit den eigenen Erfahrungen der dreidimensionalen Sonographie am Vogelauge überein.

Aufgrund der verschiedenen Bildbearbeitungsmöglichkeiten wie Rotation des Volumens oder Durchfächern der zahlreichen zweidimensionalen Einzelschnittbilder können dank dreidimensionaler Sonographie vollkommen neue Perspektiven erreicht werden, welche mittels konventioneller Ultraschalldarstellung nicht erzielt werden können (GRASBON et al. 2001; LIST 2002). Dies konnte in eigenen Untersuchungen bestätigt werden. So stellt die Aufsicht auf das Auge eine für die dreidimensionale Sonographie einzigartige Perspektive dar. Darüber hinaus war der Vierquadrantenbildschirm sehr hilfreich in der Zuordnung einer pathologischen Veränderung zu einer bestimmten okularen Binnenstruktur, was auch LIST (2002) in ihren Untersuchungen beschreibt. In der räumlichen Zuordnung einer Struktur waren auch der Nischen - Modus und die tomografische Ultraschallbildgebung äußerst nützlich.

LIST (2002) sieht die hohen Anschaffungskosten eines dreidimensionalen Ultraschallsystems als eindeutigen Nachteil an, da die Möglichkeit zur dreidimensionalen Sonographie somit vorerst ausschließlich den größeren Kliniken vorbehalten bleibt. Diese Aussage deckt sich mit eigenen Beobachtungen.

Viele Autoren sind der Meinung, dass im Rahmen der statischen dreidimensionalen Sonographie dynamische pathologische Prozesse wie das Nachschwingen einer abgelösten Retina leichter übersehen werden können (ENDO et al. 2000; FINGER 2002; GRASBON et al. 2001; LIST 2002). Im Rahmen der vorliegenden Arbeit traf dies nicht zu, da die Möglichkeit zur vierdimensionalen Sonographie bestand, wodurch bewegliche Strukturen dreidimensional und in Real - Time auf dem Monitor dargestellt werden konnten.

Bei Anwendung der dreidimensionalen Sonographie waren zwei Personen zur Erstellung eines artefaktfreien Datensatzes erforderlich, was im Gegensatz zur zweidimensionalen Ultraschalldarstellung (STROBEL 2010) einen erhöhten personellen Aufwand zur Folge hatte.

5.3 Die postmortale Untersuchung

Mit der in der Literatur beschriebenen Vorgehensweise bei der Entnahme, Fixation und Präparation der Augen (KORBEL 1994; RAVELHOFER 1996; SAUNDERS & RUBIN 1975; WERTHER et al. 2011) sowie bei der Fotografie für die postmortale Dokumentation (BENGEL 1984, 1994; BLAKER 1977; KORBEL 1990, 1994; RAVELHOFER 1996) wurden im Rahmen dieser Arbeit gute Ergebnisse erzielt.

Obwohl analog zu RAVELHOFER (1996) eine wiederholte Parazentese durchgeführt wurde, kam es zu Retinaablösungen sowie zu Faltenbildungen der Netzhaut. Allerdings wurden die Bulbi nicht in allen Fällen wie von WERTHER et al. (2011) empfohlen nach Ablauf von 48 h Fixationszeit kalottiert. Mit zunehmender Dauer der Lagerungszeit kommt es demnach zu einer Zunahme der artifiziellen Veränderungen. Im Rahmen dieser Arbeit hätte das Auftreten dieser Artefakte durch sofortiges Kalottieren und Fotografieren der Bulbi nach Ablauf der 48 Stunden Fixationszeit vermieden werden können. Die artifiziellen Veränderungen waren in allen Fällen jedoch lediglich geringgradig ausgeprägt, so dass ein aussagekräftiger Vergleich des Augenpräparates mit dem sonographischen Bild möglich war.

Im Gegensatz zu RAVELHOFER (1996) wurden die Bulbi jeweils in zwei gleich große Hälften geteilt. Die Schnittführung zur Kalottierung der entnommenen Augen soll sich nach STROBEL (2010) an der jeweiligen Schallebene der Ultraschalluntersuchung orientieren, damit der Vergleich der Augenpräparate mit den Ultraschallbildern leichter fällt. Im Rahmen der dreidimensionalen Sonographie war dieser Vergleich bei Wahl von Longitudinalschnitten in allen Fällen möglich, da durch Drehung des Volumens und Durchfächern der Einzelbilder eine Vielzahl von Ultraschallbildern in derselben Perspektive wie in den postmortalen

Präparaten zur Verfügung standen. Der Vorteil der Longitudinalschnitte bestand darin, dass bei dieser Schnittführung nicht nur der Augenfächer in seiner gesamten Ausdehnung erhalten blieb, sondern darüber hinaus auch die Beurteilung des kompletten Auges zuverlässig möglich war.

Das Auge wurde im Unterschied zu KORBEL (1990), RAVELHOFER (1996) und STROBEL (2010) nicht erhöht positioniert, da die Freistellung sowie die Anpassung des Bildhintergrundes am Computer erfolgten.

Die sonographisch erhobenen Befunde konnten in allen Fällen im Rahmen der postmortalen Untersuchung bestätigt werden. Analog zu STROBEL (2010) wurde beobachtet, dass Fibrinansammlungen und Hämorrhagien in den Augenpräparaten häufig deutlich ausgeprägter erschienen als im sonographischen Bild. Darüber hinaus war in den postmortalen Präparaten eine Differenzierung von Hämorrhagien, Trübungen und Fibrinansammlungen im Gegensatz zur Ultraschalluntersuchung möglich.

Die teilweise im sonographischen Bild sichtbaren konvex gebogenen echogenen Linien distal der hinteren Linsenkapsel, welche mit zunehmendem Abstand von der Linsenkapsel an Echogenität abnahmen, konnten postmortal in keinem der Fälle beobachtet werden. Dies erhärtet den Verdacht, dass es sich bei diesen Linien um Reverberationsartefakte gehandelt hatte.

6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Einsatzmöglichkeiten und Grenzen der dreidimensionalen Sonographie am hinteren Segment des Vogelauges zu untersuchen. Neben der Beschreibung der Darstellbarkeit physiologischer Strukturen und pathologischer Veränderungen erfolgte die dreidimensionale Farbdoppler - Untersuchung des Pecten oculi zur Darstellung des Blutflusses. Besonderes Augenmerk wurde dabei auf den Vergleich der dreidimensionalen Sonographie mit der zweidimensionalen Ultraschalluntersuchung gelegt, um auf diese Weise Vor - und Nachteile der dreidimensionalen Sonographie evaluieren zu können. Die Ergebnisse der sonographischen Untersuchung wurden jeweils mit der vorangegangenen Augenuntersuchung und bei verstorbenen oder aufgrund einer infausten Prognose euthanasierten Vögeln mit der nachfolgenden pathologischen sowie in einigen Fällen auch histologischen Augenuntersuchung verglichen und dadurch verifiziert.

Insgesamt wurden im Zeitraum von Januar 2011 bis April 2012 die Augen von 91 Vögeln, wobei es sich um 25 Arten aus 13 Ordnungen handelte, mittels dreidimensionaler Sonographie untersucht. Das Patientengut umfasste Augenpatienten und Wildvögel, welche an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische im genannten Untersuchungszeitraum vorgestellt wurden. Darüber hinaus wurden auch Vögel in verschiedenen Wildvogelauffangstationen sowie Vögel eines zoologischen Gartens und einer Straußenfarm untersucht. Bei allen Tieren bestand eine Indikation zur Sonographie, wobei das gesunde Auge jeweils zu Vergleichszwecken mituntersucht wurde.

Die sonographischen Untersuchungen wurden mit Hilfe des Ultraschallgerätes Voluson i (Fa. GE Healthcare, Solingen, Deutschland) in Verbindung mit der Small Parts 4 - D Linearsonde RSP 6 – 16 - RS durchgeführt. Dank seines handlichen Laptop - Formates konnte das Ultraschallgerät leicht transportiert werden und erleichterte somit die Einsätze außerhalb der Klinik. Die Sonde wies Frequenzen zwischen 5,6 und 18,4 MHz auf, wobei im Rahmen dieser Arbeit der höchste Frequenzbereich ausgewählt wurde.

Es konnte gezeigt werden, dass die dreidimensionale Sonographie für den Einsatz am Vogelauge gut geeignet ist. Sowohl das Erscheinungsbild der physiologischen Binnenstrukturen als auch die Darstellung von pathologischen Veränderungen waren in den zweidimensionalen Einzelschnittbildern bis auf wenige Ausnahmen ähnlich zu den in der Literatur bereits vorhandenen Beschreibungen. Dies gilt auch für die zweidimensionalen Schnittbilder im Rahmen der Farbdoppler - Untersuchungen des Pecten oculi.

Der große Vorteil der dreidimensionalen Sonographie im Vergleich zur zweidimensionalen Ultraschalluntersuchung lag in der Verkürzung der Untersuchungszeit des Patienten und in einer vereinfachten Kommunikation mit den Patientenbesitzern aufgrund des anschaulicheren Bildmaterials. Darüber hinaus konnte mit Hilfe dieser Technik das Ausmaß komplexer pathologischer Veränderungen besser beurteilt werden. Außerdem wurde die Durchführung von Folgeuntersuchungen erleichtert. Aufgrund der verschiedenen Bildbearbeitungsmöglichkeiten wie Rotation des Volumens oder Durchfächern der zahlreichen zweidimensionalen Einzelschnittbilder konnten vollkommen neue Perspektiven erreicht werden, welche mittels konventioneller Ultraschalldarstellung nicht erzielt werden können. Auf diese Weise fiel der Ausschluss von möglichen Verklebungsbezirken pathologischer Prozesse wie Netzhautablösungen, Hämorrhagien oder Fibrinansammlungen mit der hinteren Augewand oder der hinteren Linsenkapsel mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie leichter als mit der zweidimensionalen Ultraschalldarstellung. Darüber hinaus konnten Degenerationen des Augenfächers, Veränderungen des gesamten Augapfels sowie retrobulbäre Prozesse insbesondere bei getrübbten optischen Medien besser in ihrer räumlichen Ausdehnung beurteilt werden.

Die mittels dreidimensionaler Sonographie festgestellten Befunde stimmten in allen Fällen mit der vorangegangenen Augenuntersuchung sowie mit der postmortalen Untersuchung des Auges überein.

Insgesamt können die dreidimensionale Sonographie des Vogelauges ebenso wie die dreidimensionale Farbdoppler - Untersuchung zur Darstellung der Durchblutung des Pecten oculi als Bereicherung für die ophthalmologische Diagnostik angesehen werden. Insbesondere bei nicht einsehbarem hinterem Augensegment stellen diese Untersuchungsmethoden ein unverzichtbares Hilfsmittel zur Diagnosestellung dar. Bei ungetrübtem dioptrischem Apparat sollte die dreidimensionale Sonographie des hinteren Augensegmentes stets in Kombination mit einer ophthalmoskopischen Untersuchung erfolgen.

7 Summary

The objective of this study was to investigate the possibilities and limitations of three-dimensional ultrasound on the posterior segment of the avian eye. In addition to the description of the representability of physiological structures and pathological changes, three-dimensional color Doppler study of the pecten oculi was performed to represent the blood flow. In order to evaluate the advantages and disadvantages of three-dimensional ultrasonography, particular attention was paid to its comparison to two-dimensional ultrasound examination. The results of the ultrasonographic examinations were checked against the eye examination, and in cases of deceased or, in the case of fatal prognosis, euthanized birds against pathologic and histologic analysis, thus verifying the sonographic findings.

From January 2011 to April 2012, 91 birds of 25 species from 13 orders were examined by three-dimensional ultrasound. The patients were birds with eye problems as well as wild birds in treatment at the clinic for birds, reptiles, amphibians and ornamental fish within the period of investigation. In addition, birds in different wild bird sanctuaries as well as birds from a zoo and an ostrich farm were investigated. All patients had an indication for the examination with ultrasound. For reasons of comparability, the healthy eye was also analyzed in each case.

The sonographic examinations were performed using GE Healthcare ultrasound device Voluson i (Solingen, Germany), in combination with the Small Parts 4-D linear probe RSP 6-16-RS. Thanks to its laptop format the ultrasound device could be easily transported, thus facilitating outside investigations. The linear probe's frequencies ranged from 5.6 to 18.4 MHz. For the purposes of this investigation, the highest frequency was selected.

It could be shown that the application of three-dimensional ultrasound-analysis on the avian eye achieves substantial benefits. With very few exceptions both, the appearance of internal physiological structures and the appearance of pathological changes in two-dimensional single-section images, were similar to portrayals in the literature. This also holds true for the two-dimensional single-section images of color Doppler examinations of the pecten oculi.

The essential advantage of three-dimensional ultrasonography over two-dimensional ultrasound examination was a significant reduction of evaluation time and the precision of its

images, which allowed a simplified communication with patients' owners. Moreover, this technique could evaluate the degree of complex pathologic changes more efficiently and facilitated follow - up studies. Because of various image processing capabilities, three - dimensional ultrasound provides perspectives not available through two - dimensional ultrasound. Those capabilities include rotation of the volume as well as the evaluation of the numerous two - dimensional single - section images. Thanks to the supplemental perspectives, an exclusion of possible adhesions of pathological processes like retinal detachment, hemorrhage or cluster of fibrin with the posterior wall or posterior lens capsule was made easier. Furthermore, degeneration of the pecten, transformations of the entire eyeball and retrobulbar processes could be evaluated more precisely in their spatial extent, especially so in the opaque eye.

In all cases the results of the three - dimensional ultrasound examinations corresponded to the previous eye examination and the postmortem examination of the eye.

Thus, three - dimensional ultrasonography of the avian eye as well as three - dimensional color Doppler study of blood flow of the pecten oculi are a significant asset to ophthalmic diagnosis. Particularly if the fundus is not visible, these methods are an essential tool for diagnosis. With clear dioptric apparatus, three - dimensional ultrasonography of the posterior segment should always be conducted in combination with ophthalmoscopic examination.

8 Resumen

El objetivo de este estudio consistió en la investigación de las posibilidades y limitaciones de la ultrasonografía tridimensional para la evaluación de la cámara posterior del ojo de las aves. El examen mediante la ultrasonografía con doppler a color, además de describir la representación de las estructuras fisiológicas y los cambios patológicos, permite la visualización del Pecten oculi al manifestar el flujo sanguíneo del mismo.

Se prestó atención de forma especial a la comparación entre la ultrasonografía en tres dimensiones con la en dos dimensiones, y de este modo poder evaluar las ventajas y los inconvenientes de la primera.

Los resultados del examen ultrasonográfico se compararon y verificaron tanto con exámenes oftalmológicos previos como con pruebas patológicas, y en ciertos casos también histológicas, de aves fallecidas o eutanasiadas.

En el periodo de tiempo comprendido entre enero de 2011 hasta abril de 2012 se examinaron a través de la ultrasonografía tridimensional los ojos de 91 aves. Este conjunto de aves constaba de 25 especies pertenecientes a 13 órdenes diferentes.

El conjunto poblacional de aves utilizadas se basó tanto pacientes privados con enfermedades oculares como aves silvestres ingresadas en la Clínica de Aves, Reptiles, Anfibios y Peces Ornamentales durante el periodo de tiempo previamente citado. También se examinaron aves procedentes de centros de recuperación de aves silvestres, de un parque zoológico y de una granja de avestruces.

En todos los casos existieron indicaciones médicas para la realización de la ultrasonografía, en los cuales a efectos comparativos se examinó respectivamente el ojo sano.

Los exámenes ultrasonográficos se llevaron a cabo con el ecógrafo "Voluson i" de la compañía GE Healthcare unido con la sonda lineal Small Parts 4D RSP 6-16-RS. Gracias a su manejable formato portátil se pudo transportar el aparato con comodidad, lo que a su vez facilita las intervenciones fuera de la clínica.

La sonda tiene frecuencias comprendidas entre 5,6 y 18,4 MHz, escogiendo para este estudio el rango de frecuencias mayor.

Queda patente que la ecografía tridimensional es un método adecuado para el examen oftalmológico del ojo de las aves. Tanto la demostración por imagen de las estructuras fisiológicas internas como la manifestación de las alteraciones patológicas son similares, salvo pocas excepciones, a las descripciones de las imágenes en dos dimensiones

disponibles en la literatura existente. Lo mismo es aplicable a las imágenes de cortes en dos dimensiones para el examen del Pecten oculi a través del doppler a color.

La gran ventaja de la ecografía tridimensional en comparación con la bidimensional es el acortamiento de la duración del estudio de los pacientes, así como el facilitar la comunicación con el dueño del paciente gracias a los gráficos fácilmente comprensibles de las imágenes.

Con la ayuda de esta técnica se permite una mejor evaluación de los cambios patológicos y se facilita el seguimiento del paciente. Gracias a las diferentes posibilidades de trabajo de las imágenes, tales como la rotación de volúmenes o la transformación en imágenes únicas de dos dimensiones, se pueden alcanzar nuevas perspectivas que no podían ser alcanzadas a través de la ultrasonografía tradicional.

Gracias a las perspectivas únicas que proporciona la ultrasonografía tridimensional frente a la bidimensional, es más sencillo proceder a la exclusión del diagnóstico de procesos patológicos relacionados con la pared posterior del ojo o la cápsula posterior del cristalino, tales como el desprendimiento de retina, la hemorragia o la acumulación de fibrina. Además con ello se puede evaluar mejor la degeneración de la capacidad visual, las alteraciones de globo ocular completo, y especialmente la extensión espacial de procesos retrobulbares, en los casos en los cuales el ojo presenta lesiones en forma de opacidades.

Los hallazgos demostrados con la ecografía tridimensional concuerdan en todos los casos con los exámenes oftalmológicos previos y las pruebas post-mortem. En general se consideran tanto la ultrasonografía tridimensional como el estudio de flujo sanguíneo del Pecten oculi gracias al doppler a color tridimensional como medios de enriquecimiento del diagnóstico oftalmológico de las enfermedades oculares del ave. Especialmente en los casos en los que el fondo del ojo no es evaluable, éste método se convierte en una herramienta diagnóstica esencial. Con un aparato dióptrico claro, la ultrasonografía tridimensional de la cámara posterior del ojo ha de hacerse siempre en combinación con un examen oftalmoscópico previo.

9 Résumé

Le but de cette étude était d'étudier les possibilités et les limites de l'échographie en trois dimensions sur le segment postérieur de l'œil d'oiseau. En addition à la description de la représentabilité des structures physiologiques et des changements pathologiques, l'étude en couleur Doppler tridimensionnelle du pecten oculi a été réalisée pour représenter le flux du sang.

L'accent a été placé sur la comparaison de l'échographie ultrason en trois dimensions avec l'examen ultrason en deux dimensions afin d'évaluer les avantages et les inconvénients de l'échographie ultrason en trois dimensions. Les résultats des examens des échographies ultrason ont été comparés avec l'examen des yeux et dans les cas de décès ou de pronostics fatals, oiseaux euthanasiés avec la pathologie dans certains cas d'examen histologique. De cette façon, les conclusions échographiques ont été vérifiées.

De janvier 2011 à avril 2012, 91 oiseaux appartenant à 25 espèces de 13 ordres ont été examinés par échographie en trois dimensions. Les patients étaient des oiseaux avec des problèmes aux yeux, tout comme des oiseaux présentés à la clinique pour oiseaux, reptiles, amphibiens et poissons d'aquarium dans la période de recherche.

De plus, des oiseaux provenant de différents sanctuaires d'oiseaux sauvages tout comme des oiseaux de zoo et de fermes d'autruche ont été assujettis aux recherches. Pour tous les animaux, il y avait une indication pour l'échographie par ultrason, cependant l'œil sain de l'autre côté a été aussi analysé dans chaque cas afin de faire des comparaisons.

Les examens échographiques ont été réalisés en utilisant un appareil ultrason Voluson i de GE Healthcare combiné avec le « Small Parts 4-D linear probe RSP 6-16-RS ». Grâce à son format d'ordinateur portable, l'appareil à ultrason peut être facilement transporté ce qui facilite les interventions en dehors de l'hôpital. Le « linear probe » fonctionne à des fréquences allant de 5.6 à 18.4 Mhz. Dans cette recherche, la gamme à haute fréquence a été sélectionnée.

Il peut être remarqué que l'échographie par ultrason en trois dimensions est d'une grande utilité quand elle est appliquée sur un œil d'oiseau. L'apparence des structures physiologiques internes et l'apparence des changements pathologiques dans des images de sections simples en deux dimensions sont similaires aux descriptions présentées dans la documentation avec très peu d'exceptions. Ceci est également vrai pour les images des sections simples en deux dimensions des examens à couleurs Doppler du pecten oculi.

L'énorme avantage de l'échographie ultrason en trois dimensions en comparaison avec l'examen ultrason en deux dimensions est la réduction de la période d'évaluation du patient et la communication simplifiée avec les propriétaires du patient car les images ultrason en trois dimensions sont plus claires. Cependant, en utilisant cette technique, le degré des changements pathologiques complexes peut être évalué plus efficacement. De plus, l'exécution d'études supplémentaires est plus facile. L'échographie en trois dimensions par ultrason permet des perspectives uniques impossibles à réaliser avec l'examen ultrason en deux dimensions en raison de différentes capacités de traitement d'image au sein de l'échographie tridimensionnelle. Les capacités de traitement d'image incluent la rotation du volume tout comme l'évaluation des nombreuses images de sections simples en deux dimensions. Grâce aux perspectives uniques, l'exclusion des éventuelles adhésions des processus pathologiques comme le détachement de la rétine, hémorragie ou regroupement de fibrine avec la paroi postérieure ou la capsule postérieure du cristallin était plus facile avec l'aide de l'échographie ultrason en trois dimensions qu'avec l'examen ultrason en deux dimensions. En outre, la dégénérescence du pecten, les modifications du traitement de la totalité du globe oculaire et rétrobulbaire peuvent être évaluées de façon plus efficace dans leur espace, spécialement dans l'œil opaque.

Dans tous les cas, les résultats de l'échographie ultrason en trois dimensions correspondaient au précédent examen de l'œil et à l'examen post-mortel de l'œil.

Ainsi, l'échographie ultrason en trois dimensions de l'œil d'oiseau tout comme l'étude en couleur Doppler en trois dimensions du flux de sang du pecten oculi peut être caractérisé comme enrichissement pour les diagnostics ophtalmologiques, spécialement dans le cas où le fond n'est pas visible, ces méthodes sont un outil essentiel pour les diagnostics. Avec de bons appareils dioptriques, l'échographie en trois dimensions du segment postérieur peut toujours être effectuée en combinaison avec un examen ophtalmoscopique.

10 Literaturverzeichnis

- 1 ABRAMS, K. L. (1990). Ultrasound/CT Diagnosis. *Veterinary Radiology*, 31(4), 186 - 188.
- 2 ANDERSON, G. A., & BUYUKMIHCI, N. C. (1983). Phacoanaphylactic endophthalmitis in an owl. *Vet Pathol*, 20, 776 - 778.
- 3 ANONYM. Voluson i Basishandbuch KTD100813 Revision 3. Volumenmodus *GE Healthcare, Voluson i* (pp. 10/11 - 10/98).
- 4 BACSICH, P., & GELLÉRT, A. (1934). Beiträge zur Kenntnis der Struktur und Funktion des Pectens im Vogelauge. *Graefe`s Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 133(3), 448 - 460.
- 5 BARLOW, H. B., & OSTWALD, T. J. (1972). Pecten of the pigeon's eye as an inter - ocular eye shade. *Nat New Biol*, 236(64), 88 - 90.
- 6 BARR, F. (1992). *Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze*. Stuttgart: Fischer Verlag.
- 7 BAUM, G. (1964). Ultrasonography in Clinical Ophthalmology. *Trans Acad Ophth*, 68, 265 - 276.
- 8 BAUM, G., & GREENWOOD, I. (1958). The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology: theoretic considerations and acoustic properties of ocular media: Part I Reflective properties. *Am J Ophthalmol*, 46, 319 - 329.
- 9 BAXTER, G. M., & WILLIAMSON, T. H. (1995). Color Doppler imaging of the eye: normal ranges, reproducibility, and observer variation. *J Ultrasound Med*, 14(2), 91 - 96.
- 10 BENGEL, W. (1984). *Die Photographie in Zahnmedizin und Zahntechnik*. Berlin, Chicago, London, Rio de Janeiro, Tokio: Quintessenz - Verlags - GmbH.
- 11 BENGEL, W. (1994). Fotografieren im Mund leichtgemacht. *Zahnärztliche Mitteilungen*, 84(15), 16 - 22.
- 12 BEYNON, P. H. (1996). *Manual of Psittacine Birds*. Gloucestershire: British Small Veterinary Association.
- 13 BEZZEL, E., & PRINZINGER, R. (1990). Sinnesorgane. In E. BEZZEL & R. PRINZINGER (Eds.), *Ornithologie* (pp. 148 - 155). Stuttgart: Ulmer.
- 14 BITGOOD, J. J., & WHITLEY, R. D. (1986). Pop - eye: an inherited Z - linked keratoglobus in the chicken. *The Journal of Heredity*, 77, 123 - 125.
- 15 BLAKER, A. A. (1977). *Handbook for Scientific Photography*. San Francisco: W. H. Freeman and Company.
- 16 BOEVÉ, M. H., STADES, F. C., NARFSTRÔM, K., PETERSEN - JONES, S., VAINISI, S. J., WOLFER, J. C., SMITH, P. J., & BROOKS, D. E. (2008). Diseases and Surgery of the Canine Posterior Segment. In K. N. GELATT (Ed.), *Essentials of Veterinary Ophthalmology* (2 ed., pp. 245 - 292). Ames, Oxford, Victoria: Blackwell Publishing.

- 17 BRONSON, N. R., 2ND, & TURNER, F. T. (1973). A simple B - scan ultrasonoscope. *Arch Ophthalmol*, 90(3), 237 - 238.
- 18 BUYUKMIHCI, N. C. (1985). Lesions in the ocular posterior segment of raptors. *J Am Vet Med Assoc*, 187(11), 1121 - 1124.
- 19 BUYUKMIHCI, N. C., MURPHY, C. J., & SCHULZ, T. (1988). Developmental ocular disease of raptors. *J Wildl Dis*, 24(2), 207 - 213.
- 20 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). Artifacts. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (pp. 466 - 468). St. Louis: Mosby.
- 21 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). Examination Techniques for the Globe. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed.). St. Louis: Mosby.
- 22 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). The globe. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed., pp. 13 - 14). St. Louis: Mosby.
- 23 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). Inflammatory Diseases of the Eye. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed., pp. 191 - 208). St. Louis: Mosby.
- 24 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). Physics and Instrumentation. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed., pp. 1 - 12). St. Louis: Mosby.
- 25 BYRNE, S. F., & GREEN, R. L. (2002). Vitreoretinal Disease. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed., pp. 45 - 67). St. Louis: Mosby.
- 26 COLEMAN, D. J., & JACK, R. L. (1973). B - Scan Ultrasonography in Diagnosis and Management of Retinal Detachments. *Arch Ophthalmol*, 90, 29 - 34.
- 27 COLEMAN, D. J., & JACK, R. L. (1976). B - Scan Ultrasonography of the Retina and Vitreous. *International Ophthalmology Clinics Spring*, 16(1), 31 - 43.
- 28 COLEMAN, D. J., JACK, R. L., & FRANZEN, L. A. (1973). Ultrasonography in ocular trauma. *Am J Ophthalmol*, 68(2), 256 - 262.
- 29 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.
- 30 CUSUMANO, A., COLEMAN, D. J., SILVERMAN, R. H., REINSTEIN, D. Z., RONDEAU, M. J., URSEA, R., DALY, S. M., & LLOYD, H. O. (1998). Three - dimensional Ultrasound Imaging. Clinical Applications. *Ophthalmology*, 105(2), 300 - 306.
- 31 DALLOW, R. L. (1974). Ultrasonography in Ocular and Orbital Trauma. *International Ophthalmology Clinics Winter*, 14(4), 23 - 56.
- 32 DALLOW, R. L. (1986). Ultrasonography of the Orbit. *International Ophthalmology Clinics Fall*, 26(3), 51 - 76.
- 33 DE SCHAEPDRIJVER, L., SIMOENS, P., LAUWERS, H., & DE GEEST, J. P. (1989). Retinal vascular patterns in domestic animals. *Res Vet Sci*, 47, 34 - 42.

- 34 DELCKER, A., MARTIN, T., & TEGELER, C. (1998). Magnetic sensor data acquisition for three-dimensional ultrasound of the orbit. *Eye*, 12(4), 725 - 728.
- 35 DIETRICH, U. M. (2006). Ophthalmic Examination and Diagnostics. Part 3: Diagnostic Ultrasonography. In K. N. GELATT (Ed.), *Veterinary Ophthalmology* (4 ed., pp. 507 - 519). Ames, Iowa: Blackwell.
- 36 DOROBEK, K. (2013). *Dreidimensionale Sonographie am Vogelauge - Das vordere Augensegment*. Ludwig - Maximilians - Universität München, München.
- 37 DOWLING, M., JLALA, H. A., HARDMAN, J. G., & BEDFORTH, N. M. (2011). Real - time three - dimensional ultrasound - guided central venous catheter placement. *Anesth Analg*, 112(2), 378 - 381. doi: 10.1213/ANE.0b013e31820521f9
- 38 DOWNEY, D. B., FENSTER, A., & WILLIAMS, J. C. (2000). Clinical utility of three - dimensional US. *Radiographics*, 20(2), 559 - 571.
- 39 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.
- 40 DUKES, T. W., & FOX, G. A. (1983). Blindness associated with retinal dysplasia in a prairie falcon, *falco mexicanus*. *J Wildl Dis*, 19(1), 66 - 69.
- 41 EL - MAGHRABY, H. M., NYLAND, T. G., & BELLHORN, R. W. (1995). Ultrasonographic and biometric evaluation of sheep and cattle eyes. *Vet Radiol Ultrasound*, 36(2), 148 - 151.
- 42 ENDO, K., KATO, S., FUKUSHIMA, H., INOUE, K., NUMAGA, J., & KAWASHIMA, H. (2000). Usefulness of three dimensional ultrasonography for invisible fundus. *Br J Ophthalmol*, 84(9), 1080 - 1081.
- 43 ERICKSON, S. J., HENDRIX, L. E., MASSARO, B. M., HARRIS, G. J., LEWANDOWSKI, M. F., FOLEY, D. W., & LAWSON, T. L. (1989). Color Doppler Flow Imaging of the Normal and Abnormal Orbit. *Radiology*, 173, 511 - 516.
- 44 FARROW, C. S. (1996). How Ultrasound Works. In R. W. GREEN (Ed.), *Small Animal Ultrasound* (pp. 7 - 27). Philadelphia: Lippincott - Raven Publishers.
- 45 FEIBEL, R. M. (1978). Diagnostic Ultrasonography. *International Ophthalmology Clinics Spring*, 18(1), 167 - 178.
- 46 FENSTER, A., & DOWNEY, D. B. (2000). Three - dimensional ultrasound imaging. *Annu Rev Biomed Eng*, 2, 457 - 475.
- 47 FINGER, P. T. (2002). Three - Dimensional Ultrasound of the Eye. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (pp. 236 - 243). St. Louis: Mosby.
- 48 FISHER, Y. L. (1979). Contact B - scan Ultrasonography: A Practical Approach. *Int Ophthalmol Clin*, 19(4), 103 - 125.

- 49 FISHER, Y. L., HANUTSAHA, P., TONG, S., FENSTER, A., MAZARIN, G., & MANDAVA, N. (1998). Three - dimensional ophthalmic contact B - scan ultrasonography of the posterior segment. *Retina*, 18(3), 251 - 256.
- 50 FITE, K. V., & ROSENFELD - WESSELS, S. (1975). A Comparative Study of Deep Avian Foveas. *Brain Behav. Evol.*, 12, 97 - 115.
- 51 FLÜCKIGER, M. (1990). Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 1. Funktionsweise, Geräte, Biologische Wirkung. *Schweiz. Arch. Tierheilk.*, 132, 275 - 282.
- 52 FRANZ, V. (1934). Höhere Sinnesorgane. In L. BOLK, E. GÖPPERT & E. KALLIUS (Eds.), *Handbuch der vergleichenden Anatomie der Wirbeltiere - Band 2* (pp. 989 - 1292). Berlin, Wien: Urban und Schwarzenberg.
- 53 FREWEIN, J., & SINOWATZ, F. (2004). Sinnesorgane. In R. NICKEL, A. SCHUMMER & E. SEIFERLE (Eds.), *Lehrbuch der Anatomie der Haustiere* (Vol. 5, pp. 365 - 386). Berlin, Hamburg: Parey.
- 54 GELATT - NICHOLSON, K. J., GELATT, K. N., MACKAY, E., BROOKS, D. E., & NEWELL, S. M. (1999). Doppler imaging of the ophthalmic vasculature of the normal dog: blood velocity measurements and reproducibility. *Vet Ophthalmol*, 2(2), 87 - 96.
- 55 GELATT - NICHOLSON, K. J., GELATT, K. N., MACKAY, E. O., BROOKS, D. E., & NEWELL, S. M. (1999). Comparative Doppler imaging of the ophthalmic vasculature in normal Beagles and Beagles with inherited primary open-angle glaucoma. *Vet Ophthalmol*, 2(2), 97 - 105.
- 56 GELATT, K. N., BROOKS, D. E., & KALLBERG, M. E. (2008). The Canine Glaucomas. In K. N. GELATT (Ed.), *Essentials of Veterinary Ophthalmology* (2 ed., pp. 155 - 187). Ames, Oxford, Victoria: Blackwell Publishing.
- 57 GEVELHOFF, I. (1996). *Ultraschalldiagnostik in der Pferdeophthalmologie*. Ludwig - Maximilians - Universität München, München.
- 58 GLADISCH, R. (1993). Einführung in die sonographische Diagnostik. *Tierärztliche Praxis, Sonderheft*, 3 - 19.
- 59 GONZALEZ, E. M., RODRIGUEZ, A., & GARCIA, I. (2001). Review of ocular ultrasonography. *Vet Radiol Ultrasound*, 42(6), 485 - 495.
- 60 GÖTZ, A.-J. (1983). *Physikalische Grundlagen. Kompendium der medizinisch - diagnostischen Ultrasonographie*. Stuttgart: Enke.
- 61 GRASBON, T., SCHRIEVER, S., HOOPS, J. P., & MUELLER, A. J. (2001). 3D - Ultraschall. Erste Erfahrungen bei verschiedenen Augenerkrankungen. *Ophthalmologe*, 98, 88 - 93.
- 62 GRIZZARD, W. S., BLACKSHEAR, W. M., PAUTLER, S. E., & LAMB, S. (1987). Use of pulsed Doppler ultrasonography to evaluate blood flow in intraocular melanomas. In K. C. OSSOINIG (Ed.), *Documenta Ophthalmologica Proceedings Series 48. Ophthalmic Ecography* (pp. 365 - 371). Dordrecht: Martinus Nijhoff/Dr. W. Junk Publishers.

- 63 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(5), 492 - 502.
- 64 GUTHOFF, R. (1988). Die echographisch darstellbare Anatomie der Orbita. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 106 - 114). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 65 GUTHOFF, R. (1988). Die echographisch darstellbare Anatomie des Bulbus oculi. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 36 - 41). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 66 GUTHOFF, R. (1988). Grenzen der Technik und Artefakte. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 19 - 25). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 67 GUTHOFF, R. (1988). Ultraschalldiagnostik bei Erkrankungen der Orbita. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 115 - 147). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 68 GUTHOFF, R. (1988). Ultraschalldiagnostik bei intraokularen Erkrankungen. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 42 - 105). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 69 GUTHOFF, R., & GUTHOFF, K. (1987). Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 1: Methodik, Trübungen der brechenden Medien. *Zeitschr prakt Augenheilk*, 8, 311 - 316.
- 70 GUTHOFF, R., & GUTHOFF, K. (1988). Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 2: Intraokulare Raumforderungen, Sehnerven - und Orbitaerkrankungen. *Zeitschr prakt Augenheilk*, 9, 17 - 26.
- 71 GUTHOFF, R. F., BERGER, R. W., WINKLER, P., HELMKE, K., & CHUMBLEY, L. C. (1991). Doppler Ultrasonography of the Ophthalmic and Central Retinal Vessels. *Arch Ophthalmol*, 109, 532 - 536.
- 72 GYLSTORFF, I., & GRIMM, F. (1998). Organkrankheiten: Sinnesorgane. In I. GYLSTORFF & F. GRIMM (Eds.), *Vogelkrankheiten* (2 ed., pp. 321 - 323). Stuttgart: Eugen Ulmer GmbH&Co.
- 73 HAGER, D. A., DZIEZYC, J., & MILLCHAMP, N. J. (1987). Two-Dimensional Real - Time Ocular Ultrasonography in the Dog. Technique and Normal Anatomy. *Veterinary Radiology*, 28(2), 60 - 65.
- 74 HAMPER, U. M., TRAPANOTTO, V., SHETH, S., DEJONG, M. R., & CASKEY, C. I. (1994). Three - dimensional US: Preliminary Clinical Experience. *Radiology*, 191, 397 - 401.
- 75 HANZELY, L., SOUTHERN, W. E., & MOlsen, D. (1975). Ultrastructure of the Ring - billed Gull eye pecten. *Cytobios*, 12, 191 - 201.

- 76 HARRIS, A., KAGEMANN, L., & CIOFFI, G. A. (1998). Assessment of human ocular hemodynamics. *Surv Ophthalmol*, 42(6), 509 - 533.
- 77 HENDRIX, D. V. H. (2008). Diseases and Surgery of the Canine Anterior Uvea. In K. N. GELATT (Ed.), *Essentials of Veterinary Ophthalmology* (2 ed., pp. 189 - 216). Ames, Oxford, Victoria: Blackwell Publishing.
- 78 HILDEBRANDT, T. B., DREWS, B., KURZ, J., HERMES, R., YANG, S., & GORITZ, F. (2009). Pregnancy monitoring in dogs and cats using 3D and 4D ultrasonography. *Reprod Domest Anim*, 44 Suppl 2, 125 - 128. doi: 10.1111/j.1439-0531.2009.01429.x
- 79 HUGHES, J. R., & BYRNE, S. F. (1987). Detection of posterior ruptures in opaque media. In K. C. OSSOINIG (Ed.), *Documenta Ophthalmologica Proceedings Series 48. Ophthalmic Ecography* (pp. 333 - 341). Dordrecht: Martinus Nijhoff/Dr. W. Junk Publishers.
- 80 KARPINSKI, L. G., & CLUBB, S. L. (1983). Clinical Aspects of Ophthalmology in Caged Birds. *Proceedings of 1983 Annual Meeting of the Association of Avian Veterinarians, San Diego, California*, 216 - 227.
- 81 KEENEY, A. H. (1979). Indications for Ultrasound Examination. *International Ophthalmology Clinics Winter*, 19(4), 3 - 8.
- 82 KERN, T. J. (2008). Exotic Animal Ophthalmology. Birds. In K. N. GELATT (Ed.), *Veterinary Ophthalmology* (4 ed., Vol. 2, pp. 1381 - 1389). Ames, Oxford, Victoria: Blackwell Publishing.
- 83 KIAMA, S. G., MAINA, J. N., BHATTACHARJEE, J., MWANGI, D. K., MACHARIA, R. G., & WEYRAUCH, K. D. (2006). The morphology of the pecten oculi of the ostrich, *Struthio camelus*. *Ann Anat*, 188, 519 - 528.
- 84 KORBEL, R. (1990). Photographie in der Vogelmedizin. Technische Voraussetzungen und angewandte Photographie. VII: *Tagung DVG - Tagung Vogelkrankheiten*, 19 - 24.
- 85 KORBEL, R. (1991). Zum derzeitigen Stand der Ornithoophthalmologie. *Tierärztl Prax*, 19, 497 - 507.
- 86 KORBEL, R. (1992). Okulare Manifestationen systemischer Erkrankungen beim Vogelpatienten . Teil 1. *Tierärztl Prax*, 20(4), 385 - 394.
- 87 KORBEL, R. (1992). Okulare Manifestationen systemischer Erkrankungen beim Vogelpatienten. Teil 2. *Tierärztl Prax*, 20(5), 483 - 491.
- 88 KORBEL, R. (1994). *Augenheilkunde bei Vögeln: Ätiologie und Klinik von Augenkrankheiten, Luftsack - Perfusionsanästhesie, ophthalmologische Photographie und Bildatlas der Augenerkrankungen bei Vögeln, Vet Habil.* München.
- 89 KORBEL, R. (1999). Erkrankungen des Augenhintergrundes beim Vogel - Untersuchungstechniken und Befunde. *Tierärztl Mschr*, 86, 395 - 410.

- 90 KORBEL, R. (2003). Investigations into Intraocular Injection of Recombinant Tissue Plasminogen Activator (rTPA) for the Treatment of Trauma - induced Intraocular Hemorrhages in Birds. *Proceedings AAV Conference*, 97.
- 91 KORBEL, R., BARWIG, S., & RINDER, M. (2012). *Vergleichende Untersuchungen zur Ophthalmoskopie, Digitalen Scanning Ophthalmoskopie (SDO) und Optischen Kohärenztomographie (OCT) unter besonderer Berücksichtigung Bornavirus -assoziierter ophthalmologischer Befunde am Vogelauge*. Paper presented at the Tagungsband der 17. DVG - Tagung über Vogelkrankheiten, München.
- 92 KORBEL, R., DOROBK, K., LIEPERT, A., & HUFEN, H. (2012). *Ocular 2D - and 3D - Ultrasonography and Optical Coherence Tomography (OCT)*. Paper presented at the 33rd Annual Association of Avian Veterinarians Conference and Expo, Louisville.
- 93 KORBEL, R., & GRIMM, F. (1989). Untersuchungen zum fibrinolytischen System einiger Vogelspezies: Plasminogenaktivatoren und Plasmininhibitoren. *Tierärztliche Umschau*, 44, 548 - 555.
- 94 KORBEL, R., HUFEN, H., & SCHWEIKL, M. (2009). *Ocular ultrasonography in birds*. Paper presented at the Proceed Ann Conf Ass Avian Vet, Milwaukee/WI/USA.
- 95 KORBEL, R., & MAGGS, D. J. (2012). Neue ophthalmologische Untersuchungserkenntnisse zum "Pop - Eye - Syndrom" bei Legehennen. *Tagungsband zur 17. DVG - Tagung über Vogelkrankheiten*, 35 - 36.
- 96 KORBEL, R., NELL, B., REDIG, P., WALDE, I., & REESE, S. (2000). Video Fluorescein Angiography in the Eyes of Various Raptors and Mammals. *Proceedings AAV Conference*, 89 - 95.
- 97 KORBEL, R., REDIG, P., & JONES, R. (1999). Untersuchungen zur Fluoreszenzangiographie am Greifvogelaug. *Tierärztl. Prax.*, 27(K), 396 - 407.
- 98 KORBEL, R., REESE, S., & KÖNIG, H. E. (2001). Propädeutik. Klinischer Untersuchungsgang - Ophthalmologische Untersuchung. In H. E. KÖNIG & H.-G. LIEBICH (Eds.), *Anatomie und Propädeutik des Geflügels*. Stuttgart: Schattauer Verlagsgesellschaft.
- 99 KORBEL, R., RINDER, M., DOROBK, K., LIEPERT, A., HUFEN, H., SCHULZE, C., BARWIG, S., & VELASCO GALLEGU, M. (2012). *Recent Advances in Ophthalmology with Emphasis on Reptiles*. Paper presented at the Annual Conference Proceedings of the Australasian Committee Association of Avian Veterinarians and Unusual and Exotic Pet Veterinarians, Melbourne, Victoria.
- 100 KORBEL, R., SCHÄFFER, E. H., RAVELHOFER, K., & KÖSTERS, J. (1997). Okulare Manifestationen von Mykobakterien bei Vögeln. *Tierärztl Prax*, 25, 552 - 558.
- 101 KORBEL, R., WIESNER, H., & HECTOR, J. (1997). Ophthalmoskopie bei Zoo - und Wildvögeln - Untersuchungstechniken und Befunde. *Verh.ber.Erkrgr. Zootiere*, 38, 103 - 110.

- 102 KRAMER, M. M. D., HART, L. R. D. M. S., & MILLER, J. W. M. D. (1995). Ultrasonography in the Management of Penetrating Ocular Trauma. *International Ophthalmology Clinics Winter*, 35(1), 181 - 192.
- 103 KRAUTWALD - JUNGHANNS, M.-E., RIEDEL, U., & NEUMANN, W. (1991). Diagnostic Use of Ultrasonography in Birds. *Proc Assoc Avian Vet*, 269 - 275.
- 104 LABELLE, A. L., WHITTINGTON, J. K., BREAUX, C. B., LABELLE, P., MITCHELL, M. A., ZARFOSS, M. K., SCHMIDT, S. A., & HAMOR, R. E. (2012). Clinical utility of a complete diagnostic protocol for the ocular evaluation of free - living raptors. *Veterinary Ophthalmology*, 15(1), 5 - 17.
- 105 LANDMAN, W. J. M., BOEVE, M. H., DWARS, R. M., & GRUYS, E. (1998). Keratoglobus lesions in the eyes of rearing broiler breeders. *Avian Pathology*, 27(3), 256 - 262.
- 106 LAUBER, J. K., & MCGINNIS, J. (1966). Eye lesions in domestic fowl reared under continuous light. *Vision Res*, 6(12), 619 - 626.
- 107 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 1), 26 - 28.
- 108 LIEB, W. E. (2002). Color Doppler Imaging of the Eye and Orbit. In S. F. BYRNE & R. L. GREEN (Eds.), *Ultrasound of the Eye and Orbit* (2 ed., pp. 367 - 378). St. Louis: Mosby.
- 109 LIEB, W. E., COHEN, S. M., MERTON, D. A., SHIELDS, J. A., MITCHELL, D. G., & GOLDBERG, B. B. (1991). Color Doppler Imaging of the Eye and Orbit. Technique and Normal Vascular Anatomy. *Arch Ophthalmol*, 109, 527 - 531.
- 110 LINDLEY, D. M., HATHCOCK, J. T., MILLER, W. W., & DIPINTO, M. N. (1988). Fractured Scleral Ossicles in a Red Tail Hawk. *Veterinary Radiology*, 29(3), 209 - 212.
- 111 LIST, S. (2002). *Dreidimensionale Sonographie am Auge des Pferdes*. Ludwig - Maximilians - Universität München, München.
- 112 LIZZI, F. L., & FELEPPA, E. J. (1979). Practical Physics and Electronics of Ultrasound. *International Ophthalmology Clinics Winter*, 19(4), 35 - 66.
- 113 MANN, I. C. (1924). The Function of the Pecten. *Br J Ophthalmol*, 8(5), 209 - 226.
- 114 MARTIN, C. L. (1995). Glossar. In C. L. MARTIN (Ed.), *Augenkrankheiten bei Hund und Katze (Pferd, Wiederkäuer)* (pp. 481 - 486). Alfeld, Hannover: M. & H. Schaper.
- 115 MARTIN, C. L. (1995). Kornea und Sklera. In C. L. MARTIN (Ed.), *Augenkrankheiten bei Hund und Katze (Pferd, Wiederkäuer)* (pp. 175 - 232). Alfeld, Hannover: M. & H. Schaper.
- 116 MARTIN, G. R. (1985). Eye. In A. S. KING & J. MCLELLAND (Eds.), *Form and Function in Birds* (Vol. 3, pp. 311 - 373). London, Orlando, San Diego, New York, Montreal, Sydney, Tokyo: Academic Press.

- 117 MCLEOD, D., RESTORI, M., & WRIGHT, J. E. (1977). Rapid B - scanning of the vitreous. *Br J Ophthalmol*, 61(7), 437 - 445.
- 118 MEIER, H. (1989). Artefakte in der Ultraschalldiagnostik. *Tierärztl. Prax. Suppl.*, 4, 36 - 46.
- 119 MENNER, E. (1938). Die Bedeutung des Pecten im Auge des Vogels für die Wahrnehmung von Bewegungen, nebst Bemerkungen über seine Ontogenie und Histologie. *Zool Jahrb Abt Allg Zool Physiol Tiere*, 58, 481 - 538.
- 120 MERZ, E., MIRIC - TESANIC, D., & WELTER, C. (2000). Value of the electronic scalpel (cut mode) in the evaluation of the fetal face. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 16(6), 564 - 568. doi: 10.1046/j.1469-0705.2000.00214.x
- 121 MERZ, E., & WELTER, C. (2005). 2D and 3D Ultrasound in the evaluation of normal and abnormal fetal anatomy in the second and third trimesters in a level III center. *Ultraschall Med*, 26(1), 9 - 16. doi: 10.1055/s-2004-813947
- 122 METTENLEITER, E. M. (1995). Sonographische Diagnostik (B - Mode - Verfahren) am Auge des Pferdes. Teil 2: Pathologische Fälle. *Tierärztl Prax*, 23, 588 - 595.
- 123 METTENLEITER, E. M. (1995). Sonographische Diagnostik (B - Mode - Verfahren) am Auge des Pferdes. Teil I: Methodik und Normalbefunde. *Tierärztl Prax*, 23, 481 - 488.
- 124 MUNK, P. L., VELLETT, A. D., LEVIN, M., LIN, D. T., & COLLYER, R. T. (1991). Sonography of the eye. *AJR Am J Roentgenol*, 157(5), 1079 - 1086.
- 125 MURPHY, C. J. (1984). Raptor Ophthalmology. *Proceedings AAV Conference*, 43 - 56.
- 126 MURPHY, C. J., KERN, T. J., MCKEEVER, K., MCKEEVER, L., & MACCOY, D. (1982). Ocular lesions in free - living raptors. *J Am Vet Med Assoc*, 181(11), 1302 - 1304.
- 127 NELSON, T. R., DOWNEY, D. B., PRETORIUS, D. H., & FENSTER, A. (1999). *Three - Dimensional Ultrasound*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- 128 NELSON, T. R., & PRETORIUS, D. H. (1997). Interactive Acquisition, Analysis and Visualization of Sonographic Volume Data. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 8(1), 26 - 37.
- 129 NELSON, T. R., PRETORIUS, D. H., HULL, A., RICCABONA, M., SKLANSKY, M. S., & JAMES, G. (2000). Sources and impact of artifacts on clinical three - dimensional ultrasound imaging. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 16, 374 - 383.
- 130 NÉMETH, J., & SÜVEGES, I. (1998). Three - Dimensional Ophthalmic Ultrasonography. *Ultrasound in Ophthalmology, Proceedings of the 17th SIDUO Congress*.
- 131 OEHME, H. (1964). Vergleichende Untersuchungen an Greifvogelaugen. *Z. Morph. Ökol. Tiere*, 53, 618 - 635.
- 132 OFRI, R. (2008). Retina. In D. J. MAGGS, P. E. MILLER & R. OFRI (Eds.), *Slatter`s Fundamentals of Veterinary Ophthalmology* (4 ed., pp. 285 - 317). St. Louis: Saunders Elsevier.

- 133 OKSALA, A. (1967). [The pathway of ultrasound in the eye and its clinical aspects]. *Klin Monbl Augenheilkd*, 150(3), 408 - 418.
- 134 OSSOINIG, K. (1969). Routine Ultrasonography of the Orbit. *International Ophthalmology Clinics Fall*, 9(3), 613 - 642.
- 135 PAULI, A. M., CRUZ - MARTINEZ, L. A., PONDER, J. B., REDIG, P. T., GLASER, A. L., KLAUSS, G., SCHOSTER, J. V., & WÜNSCHMANN, A. (2007). Ophthalmologic and oculopathologic findings in red - tailed hawks and Cooper's hawks with naturally acquired West Nile virus infection. *J Am Vet Med Assoc*, 231(8), 1240 - 1248. doi: 10.2460/javma.231.8.1240
- 136 PEARSON, R. (1972). The Avian Eye and Vision. In R. PEARSON (Ed.), *The Avian Brain* (pp. 279 - 318). London, New York: Academic Press.
- 137 PETTIGREW, J. D., WALLMAN, J., & WILDSOET, C. F. (1990). Saccadic oscillations facilitate ocular perfusion from the avian pecten. *Nature*, 343(6256), 362 - 263. doi: 10.1038/343362a0
- 138 PICOT, P. A., RICKEY, D. W., MITCHELL, R., RANKIN, R. N., & FENSTER, A. (1993). Three - dimensional colour Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol*, 19(2), 95 - 104.
- 139 POTTER, T. J., HALLOWELL, G. D., & BOWEN, I. M. (2008). Ultrasonographic Anatomy of the Bovine Eye. *Vet Radiol Ultrasound*, 49(2), 172 - 175.
- 140 POULSEN NAUTRUP, C. (1998). Dreidimensionale Sonographie. In C. POULSEN NAUTRUP & R. TOBIAS (Eds.), *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze* (2 ed., pp. 381 - 390). Hannover: Schlütersche GmbH.
- 141 POULSEN NAUTRUP, C. (1998). Physikalische Grundlagen. In C. POULSEN NAUTRUP & R. TOBIAS (Eds.), *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze* (2 ed., pp. 21 - 30). Hannover: Schlütersche GmbH.
- 142 POULSEN NAUTRUP, C. (1998). Sonographische Phänomene und Artefakte. In C. POULSEN NAUTRUP & R. TOBIAS (Eds.), *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze* (2 ed., pp. 60 - 75). Hannover: Schlütersche GmbH.
- 143 POULSEN NAUTRUP, C. (1998). Technische Grundlagen. In C. POULSEN NAUTRUP & R. TOBIAS (Eds.), *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze* (2 ed., pp. 31 - 59). Hannover: Schlütersche GmbH.
- 144 POULSEN NAUTRUP, C., HEIDER, H.-J., & EGGERS, S. (1998). Auge. In C. POULSEN NAUTRUP & R. TOBIAS (Eds.), *Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze* (2 ed., pp. 92 - 108). Hannover: Schlütersche GmbH.
- 145 POZNIAK, M. A., ZAGZEBSKI, J. A., & SCANLAN, K. A. (1992). Spectral and color Doppler artifacts. *Radiographics*, 12(1), 35 - 44.
- 146 PUMPHREY, R. J. (1948). The theory of the fovea. *J Exp Biol*, 25(3), 299 - 312.

- 147 PUMPHREY, R. J. (1961). Sensory Organs: Vision. In A. J. MARSHALL (Ed.), *Biology and Comparative Physiology of Birds* (Vol. 2, pp. 55 - 68). New York, London: Academic Press.
- 148 PURNELL, E. W. (1969). B - mode orbital ultrasonography. *Int Ophthalmol Clin*, 9(3), 643 - 665.
- 149 PURNELL, E. W., & FRANK, K. E. (1979). Development and orientation of ophthalmic ultrasonography. *Int Ophthalmol Clin*, 19(4), 9 - 34.
- 150 RANTANEN, N. W., & EWING, R. L. (1981). Principles of Ultrasound Application in Animals. *Vet Radiol*, 22(5), 196 - 203.
- 151 RAVELHOFER, K. (1996). *Pathologisch - anatomische Untersuchungen an Augen verschiedener Vogelspezies*. München.
- 152 REESE, S. (1999). Dreidimensionale Sonographie des Auges. *Ultraschall in Med*, 20(Suppl 1), 127.
- 153 REESE, S., KORBEL, R., & LIEBICH, H.-G. (2008). Sehorgan (Organum visus). In H. E. KÖNIG, R. KORBEL & H.-G. LIEBICH (Eds.), *Anatomie der Vögel - Klinische Aspekte und Propädeutik. Zier - , Greif - Zoo -, Wildvögel und Wirtschaftsgeflügel* (2 ed., pp. 229 - 251). Stuttgart: Schattauer.
- 154 ROGERS, M., CARTEE, R. E., MILLER, W., & IBRAHIM, A. K. (1986). Evaluation of the Extirpated Equine Eye using B - Mode Ultrasonography. *Veterinary Radiology*, 27(1), 24 - 29.
- 155 ROMERO, J. M., FINGER, P. T., IEZZI, R., ROSEN, R. B., & COCKER, R. S. (1998). Three - Dimensional Ultrasonography of Choroidal Melanoma: Extrascleral Extension. *Ultrasound in Ophthalmology, Proceedings of the 17th SIDUO Congress*.
- 156 SAUNDERS, L. Z., & RUBIN, L. F. (1975). Postmortem technique. In L. Z. SAUNDERS & L. F. RUBIN (Eds.), *Ophthalmic Pathology of Animals. An Atlas and Reference Book* (pp. 244 - 253). Basel, München, Paris, London, New York, Sydney: Karger.
- 157 SCANLAN, K. A. (1991). Sonographic artifacts and their origins. *AJR Am J Roentgenol*, 156(6), 1267 - 1272.
- 158 SCHUTZ, J. S., & BRONSON, N. R., 2ND. (1974). Ophthalmic contact B - scan ultrasonography. A practical clinical tool. *Arch Ophthalmol*, 92(4), 291 - 296.
- 159 SCOTTY, N. C., CUTLER, T. J., BROOKS, D. E., & FERELL, E. (2004). Diagnostic ultrasonography of equine lens and posterior segment abnormalities. *Vet Ophthalmol*, 7(2), 127 - 139.
- 160 SEAMAN, A. R. (1966). Ultrafine architecture of the avian pecten oculi. *Graefes Arch Ophthalmol*, 170(1), 1 - 15.
- 161 SEIDEL, B. (1988). Augenkrankheiten der Vögel. In V. SCHMIDT (Ed.), *Augenkrankheiten der Haustiere* (Vol. 2, pp. 237 - 261). Stuttgart: Enke.
- 162 SILVERMAN, R. H., COLEMAN, D. J., RONDEAU, M. J., WOODS, S. M., & LIZZI, F. L. (1993). Measurement of ocular tumor volumes from serial, cross - sectional ultrasound scans. *Retina*, 13(1), 69 - 74.

- 163 SILVERMAN, R. H., VINARSKY, E., WOODS, S. M., LIZZI, F. L., & COLEMAN, D. J. (1995). The effect of transducer bandwidth on ultrasonic image characteristics. *Retina*, 15(1), 37 - 42.
- 164 SLONAKER, J. R. (1918). A physiological study of the anatomy of the eye and its accessory parts of the english sparrow (*Passer domesticus*). *J Morph*, 31, 351 - 459.
- 165 SMITH, M. E., COLEMAN, D. J., & HAIK, B. G. (1986). Ultrasonography of the Eye. *International Ophthalmology Clinics Fall*, 26(3), 25 - 50.
- 166 SOHN, C. (1994). Die Vorteile der räumlichen, dreidimensionalen Ultraschalldarstellung in der klinischen Anwendung. *Bildgebung*, 61, 87 - 94.
- 167 SOHN, C., GROTEPAß, J., SCHNEIDER, W., SOHN, G., FUNK, A., JENSCH, P., FENDEL, H., AMELING, W., & JUNG, H. (1988). Dreidimensionale Darstellung in der Ultraschalldiagnostik. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 113, 1743 - 1747.
- 168 SQUARZONI, R., PERLMANN, E., ANTUNES, A., MILANELO, L., & SÉRGIO DE MORAES BARROS, P. (2010). Ultrasonographic aspects and biometry of Striped owl's eyes (*Rhinoptynx clamator*). *Vet Ophthalmol*, 13(Suppl 1), 86 - 90.
- 169 STEINMETZ, A., PEES, M., SCHMIDT, V., WEBER, M., KRAUTWALD - JUNGHANNS, M.-E., & OECHTERING, G. (2008). Blindness as a sign of proventricular dilatation disease in a grey parrot (*Psittacus erithacus erithacus*). *Journal of Small Animal Practice*, 49(12), 660 - 662.
- 170 STROBEL, B. K. (2010). *Okulare Sonographie des gesunden und erkrankten Auges bei Wildgreifvögeln*. Ludwig - Maximilians - Universität München, München.
- 171 STROBEL, B. K., HUFEN, H., & KORBEL, R. (2012). Okulare Dopplersonographie bei Wildgreifvögeln. *Tagungsband zur 17. DVG-Tagung über Vogelkrankheiten*, 226 - 229.
- 172 THIJSSSEN, J. M. (1988). Physikalische Grundlagen unter besonderer Berücksichtigung ophthalmologischer Fragestellungen. In R. GUTHOFF (Ed.), *Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Ein Leitfaden für die Praxis* (pp. 3 - 10). Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- 173 THOMSON, A. (1929). The Pecten, considered from an Environmental Point of View. *Ibis*, 12, 608 - 639.
- 174 TIEDEMANN, D. F. (1810). Von den Sehorganen der Vögel. In D. F. TIEDEMANN (Ed.), *Anatomie und Naturgeschichte der Vögel - Band 1* (pp. 48 - 88). Heidelberg: Mohr und Zimmer.
- 175 TONG, S., CARDINAL, H. N., DOWNEY, D. B., & FENSTER, A. (1998). Analysis of linear, area and volume distortion in 3D ultrasound imaging. *Ultrasound Med Biol*, 24(3), 355 - 373.
- 176 VOSOUGH, D., MASOUDIFARD, M., VESHKINI, A., REZA VAJHI, A., & SOROURI, S. (2007). Three Dimensional Ultrasonography of the Eye and Measurement of Optical Nerve Sheet Diameter in Dog. *Iranian Journal of Veterinary Surgery* 2(2), 73 - 78.

- 177 WALLS, G. L. (1963). *The Vertebrate Eye and its Adaptive Radiation - Chapter 17: Birds*. New York, London: Hafner Publishing Company.
- 178 WERTHER, K., HUFEN, H., STROBEL, B. K., STEIN, K., & KORBEL, R. (2011). Effects of Formalin Fixation on Avian Eye. *Proceedings EAAV Madrid*, 440 - 442.
- 179 WILCOCK, B. P. (2008). General Pathology of the Eye. In D. J. MAGGS, P. E. MILLER & R. OFRI (Eds.), *Slatter`s Fundamentals of Veterinary Ophthalmology* (4 ed., pp. 62 - 80). St. Louis: Saunders Elsevier.
- 180 WILLIAMS, D. (1994). Section Four: Internal Medicine. Ophthalmology. In B. W. RITCHIE, G. J. HARRISON & L. R. HARRISON (Eds.), *Avian Medicine: Principles and Application* (pp. 673 - 695). Lake Worth, Florida: Wingers Publishing.
- 181 WILLIAMS, J., WILKIE, D. A., & GRÄNITZ, U. (1995). Ultraschalluntersuchungen in der Veterinärophthalmologie. *Tierärztl. Prax.*, 23, 111 - 115.
- 182 WILLIAMSON, T. H., & HARRIS, A. (1996). Color Doppler ultrasound imaging of the eye and orbit. *Surv Ophthalmol*, 40(4), 255 - 267.
- 183 YAMAMOTO, Y., SUGATA, Y., TOMITA, M., & ITOH, M. (1987). Three-dimensional display of the ocular region. Improvement of scanning method. In K. C. OSSOINIG (Ed.), *Documenta Ophthalmologica Proceedings Series 48. Ophthalmic Ecography* (pp. 207 - 214). Dordrecht: Martinus Nijhoff/Dr. W. Junk Publishers.
- 184 ZISKIN, M. C. (1993). Fundamental physics of ultrasound and its propagation in tissue. *Radiographics*, 13(3), 705 - 709.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Einfallswinkel der Ultraschallwellen und Brechung (Refraktion)	5
Abbildung 2: Schematische Darstellung der Schallkeule	8
Abbildung 3: Schematische Darstellung des Dopplerprinzips	13
Abbildung 4: Horizontalrotation, mechanische Akquisitionstechnik zur Aufnahme eines dreidimensionalen Volumens.....	16
Abbildung 5: Schematische Darstellung des Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“	18
Abbildung 6: Augapfelformen der verschiedenen Vogelspezies	27
Abbildung 7: Schematische Darstellung der axialen Untersuchungsebenen	41
Abbildung 8: Ultraschallgerät Voluson i.....	61
Abbildung 9: Linearsonde RSP 6 – 16 - RS	62
Abbildung 10: Positionierung der Sonde in der axialen vertikalen Untersuchungsebene	72
Abbildung 11: Schematische Darstellung der Untersuchungsebenen zur Darstellung des Pecten oculi.....	73
Abbildung 12: Visualisierungsmodus „orthogonale Schnittebenen“; Vierquadrantenbildschirm.....	76
Abbildung 13: Visualisierungsmodus „3D - Rendering“ mit 3D - Renderkästchen; Vierquadrantenbildschirm.....	77
Abbildung 14: Frontalansicht des Auges eines Haushuhnes; OD.....	84
Abbildung 15: Frontalansicht des Auges eines Mäusebussards; OD	85
Abbildung 16: Darstellung des Processus supraorbitalis	85
Abbildung 17: Darstellung der flachen Bulbusform im Ultraschallbild	86
Abbildung 18: OS; Auge eines Mäusebussard; Globuläre Bulbusform nicht darstellbar	87
Abbildung 19: OD; Auge eines Waldkauzes; Tubuläre Bulbusform nicht darstellbar	87
Abbildung 20: OS; Auge einer Hausgans; Flachglobuläre Bulbusform nicht darstellbar	88
Abbildung 21: OS; Auge eines Uhus mit Reverberationsartefakten Im Glaskörperraum.....	89
Abbildung 22: Pecten oculi eines Straußes; OD	90
Abbildung 23: Pecten oculi vom Fahnentyp	91
Abbildung 24: Pecten oculi vom Faltenantyp	91
Abbildung 25: Pecten oculi einer Sumpfohreule	92

Abbildung 26: Pecten oculi eines Mäusebussards	92
Abbildung 27: Pecten oculi einer Rotkopfkunure	93
Abbildung 28: Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses des Augenfächers einer Rabenkrähe	94
Abbildung 29: Darstellung des kontinuierlichen Blutflusses des Augenfächers eines Straußes	94
Abbildung 30: Darstellung sowohl des kontinuierlichen Blutflusses als auch des Blutflusses während einer oszillatorischen Augenbewegung	95
Abbildung 31: OS; Auge eines Kongo - Graupapageis	96
Abbildung 32: Darstellung des Nervus opticus im zwei - und dreidimensionalen Ultraschallbild	97
Abbildung 33: OD; Auge eines Mäusebussards	98
Abbildung 34: Vierquadrantenbildschirm; OD; Auge eines Mäusebussards	100
Abbildung 35: Nischen - Modus; OD; Auge eines Nymphensittichs	101
Abbildung 36: Tomografische Ultraschallbildgebung; OD; Auge eines Turmfalken	102
Abbildung 37: Vergrößerung der Bulbusdimensionen beim „Pop – Eye - Syndrom“	104
Abbildung 38: OD; Auge des Haushuhnes von Abb. 37; Fotografie	104
Abbildung 39: Exophthalmus, hochgradige Umfangsvermehrung und Lageveränderung des Auges eines Kongo – Graupapageis; OD	105
Abbildung 40: Sonographisches Erscheinungsbild eines raumfordernden, retrobulbären Prozesses	106
Abbildung 41: Endophthalmie; OS; Auge eines Haushuhnes	107
Abbildung 42: Phthisis bulbi mit völliger Desorganisation des gesamten Bulbus	108
Abbildung 43: Glaukom mit Vergrößerung des Augapfels und Verkleinerung der vorderen Augenkammer	109
Abbildung 44: Mäßig echogene, sich in Organisation befindende Einblutung	111
Abbildung 45: Echogene, organisierte Einblutung mit Verbindung zur hinteren Augenwand	111
Abbildung 46: Fibrinansammlung im Glaskörperraum in der Nähe des Augenfächers	112
Abbildung 47: Fundusfotografie; OD; Auge des Mäusebussards von Abbildung 46	113
Abbildung 48: OD; Auge des Mäusebussards von Abbildung 46	113
Abbildung 49: Mäßig echogene Fibrinansammlung in der Nähe der hinteren Linsenkapsel bei Vorliegen einer Katarakt	114
Abbildung 50: Fehlende Linsengrenzflächen und Glaskörpertrübung mit Verklebungsbezirken zur hinteren Augenwand	115
Abbildung 51: OD; Auge des Waldkauzes von Abbildung 50	116

Abbildung 52: Fluktuierende Membranen im Glaskörperraum; OD; Rauhfußbussard.....	117
Abbildung 53: Deformierter Pecten oculi mit keulenförmiger Einziehung	118
Abbildung 54: Pecten oculi mit unphysiologischer Biegung	119
Abbildung 55: Pecten oculi mit Y - förmiger Ausziehung an der Spitze	119
Abbildung 56: Deformierter Pecten oculi.....	120
Abbildung 57: OD; Auge des Haushuhnes von Abbildung 56; Fundusfotografie.....	120
Abbildung 58: Degeneration des Pecten oculi	122
Abbildung 59: OD; Auge des Graupapageis von Abbildung 58	122
Abbildung 60: Geringgradige ältere Hämorrhagie dorsal des Pecten oculi.....	123
Abbildung 61: Hochgradige Hämorrhagie des Pecten oculi.....	124
Abbildung 62: Verlaufskontrolle der Hämorrhagie von Abbildung 61	124
Abbildung 63: Hämorrhagie beidseits des Augenfächers	125
Abbildung 64: OD; Auge des Mäusebussards von Abbildung 63.....	125
Abbildung 65: Darstellung einer Chorioretinitis bei einem Waldkauz.....	126
Abbildung 66: Retinaödem im zweidimensionalen Schnittbild	128
Abbildung 67: Retinaödem im dreidimensionalen Volumenbild	128
Abbildung 68: Partielle Netzhautablösung	130
Abbildung 69: Traktionsamotio.....	130
Abbildung 70: V - förmige Netzhautablösung mit Anheftung an der Eintrittsstelle des Sehnervs	131
Abbildung 71: T - förmige Netzhautablösung mit Veränderungen des Glaskörpers	131
Abbildung 72: Kraterförmige Vertiefung in der hinteren Augenwand	132
Abbildung 73: Verdoppelung des Sehnervs im Zusammenhang mit dem „Pop – Eye - Syndrom“	133
Abbildung 74: Kommaförmig veränderter N. opticus in Verbindung mit dem „Pop – Eye - Syndrom“	134

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Patientengut und Artenverteilung	55
Tabelle 2: Anzahl der Versuche der Datenakquisition, Untersuchungsdauer pro Schallebene und Auswertungszeit des Volumens pro Schallebene	81

Danksagung

Mein herzlicher Dank an dieser Stelle gilt Herrn Prof. Dr. Korbel für die Überlassung des interessanten Themas, die Einführung in die ornitho - ophthalmologischen und postmortalen Untersuchungstechniken, der jederzeit freundlichen Unterstützung sowie der sorgfältigen Durchsicht der schriftlichen Ausarbeitung dieser Arbeit.

Frau Dr. Heike Hufen danke ich sehr für ihre große Hilfsbereitschaft und engagierte Unterstützung bei der Durchführung dieser Arbeit, der Einführung in die sonographische Untersuchungstechnik und der sorgfältigen Durchsicht meiner Arbeit.

Besonderer Dank gilt Frau Kristina Dorobek für die enge Zusammenarbeit während der letzten zwei Jahre und die fachliche und moralische Unterstützung. Ohne sie wäre die Durchführung dieser Arbeit nicht möglich gewesen.

Herzlichen Dank darüber hinaus gilt allen Mitarbeitern und Doktoranden der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische für ihre Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und bei der Erstellung und Fotografie der postmortalen Augenpräparate, darunter vor allem Herrn Andreas Reimann und Frau May Velasco Gallego.

Frau Prof. Dr. Poulsen Nautrup danke ich für die Anleitung zur richtigen Durchführung der dopplersonographischen Untersuchungen und der konstruktiven Kritik.

Frau Dr. Strobel danke ich für die Unterstützung bei der sonographischen Untersuchung und ihrer großen Hilfsbereitschaft, jederzeit für Fragen zur Verfügung zu stehen.

Besonderer Dank gilt allen Mitarbeitern der Auffangstationen für ihr großes Engagement bei der Bereitstellung von Wildvögeln und der großen Hilfsbereitschaft vor Ort. Darunter möchte ich mich insbesondere bei Herrn Ferdinand Baer von der Auffangstation Regenstauf und bei Herrn Dr. Hussong aus Schwarzenbruck und bei Herrn Holzer für die gute Zusammenarbeit bedanken.

Dem Tierpark Hellabrunn, insbesondere Frau Dr. Gohl und Frau Dr. Kowaleski, danke ich für die gute Zusammenarbeit und die große Bereitschaft bei der Bereitstellung von Zoovögeln für die Untersuchungen.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Familie Engelhardt für ihre große Hilfsbereitschaft und Unterstützung bei der Bereitstellung von Straußenvögeln.

Bei Frau Thamke von GE Healthcare bedanke ich mich für ihre große Bereitschaft, jederzeit für Fragen zur Verfügung zu stehen sowie für die Zusendung der digitalisierten Bedienungsanleitung.

Nicht zuletzt ein herzliches Dankeschön an meine Familie, Freunde und meinen Freund Stephan für die engagierte immerwährende Unterstützung sowie das große Verständnis, wodurch die Durchführung und Fertigstellung dieser Arbeit erst ermöglicht wurden.