

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

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

Dreidimensionale Sonographie am Vogelauge - das vordere Augensegment

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

vorgelegt von

Kristina Dorobek
aus Potsdam

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/en: Univ.-Prof. Dr. Roberto Köstlin

Tag der Promotion: 09. Februar 2013

INHALTSVERZEICHNIS

Abkürzungsverzeichnis.....	4
1. Einleitung.....	6
2. Literatur.....	7
2.1 Grundlagen der Sonographie.....	7
2.1.1 Geschichte der dreidimensionalen Sonographie in der Ophthalmologie	
2.1.2 Physikalische Grundlagen	
2.1.3 Technische Grundlagen	
2.1.4 Sonographische Gewebedarstellung und Artefakte	
2.1.5 Untersuchungsverfahren	
2.2 Ophthalmologische Sonographie.....	27
2.2.1 Indikation	
2.2.2 Untersuchungsmethoden	
2.2.3 Untersuchungsebenen	
2.3 Das Vogelauge.....	30
2.3.1 Anatomische Grundlagen und sonographische Normalbefunde des vorderen Augensegmentes	
2.3.2 Pathologische Veränderungen des vorderen Augensegmentes und sonographische Darstellung	
2.4 Pathologisch-anatomische Untersuchung des Auges.....	54
2.4.1 Vorbereitung der Augen	
2.4.2 Die fotografische Dokumentation	
3. Material und Methoden.....	58
3.1 Material.....	58
3.1.1 Probanden	
3.1.2 Material für die ophthalmologische Untersuchung	
3.1.3 Material für die sonographische Untersuchung	
3.1.4 Material für die postklinische Dokumentation	

3.2 Untersuchungsmethoden.....	67
3.2.1 Die ophthalmologische Untersuchung	
3.2.2 Die sonographische Untersuchung	
3.2.3 Die postklinische Dokumentation	
4. Ergebnisse.....	80
4.1 Durchführung.....	80
4.2 Dreidimensionale Darstellung des vorderen Augensegmentes.....	82
4.2.1 Darstellbarkeit physiologischer Strukturen	
4.2.2 Darstellbarkeit pathologischer Strukturen	
5. Diskussion.....	120
5.1 Untersuchungsmaterial und –Methodik.....	120
5.2 Die sonographische Untersuchung.....	127
5.2.1 Durchführung	
5.2.2 Darstellbarkeit physiologischer Strukturen	
5.2.3 Darstellbarkeit pathologischer Strukturen	
5.3 Die postklinische Dokumentation.....	139
6. Zusammenfassung.....	142
7. Summary.....	144
8. Résumé.....	146
9. Resumen.....	148
10. Literaturverzeichnis.....	150
11. Anhang.....	162

Abkürzungsverzeichnis:

3D	=	dreidimensional
2D	=	zweidimensional
A	=	Artefakt
A.	=	Arteria, Arterie
Abb.	=	Abbildung
A-Mode	=	Amplituden-Modulation
B-Mode	=	Brightness-Modulation
F	=	Fibrin
Fa.	=	Firma
GE	=	General Electrics Inc.
GK	=	Glaskörper
H	=	Hyphaema
HAK	=	hintere Augenkammer
HH	=	Hornhaut
I	=	Iris
I'	=	Iridodialysis
K	=	Iriskolobom
KW	=	Kammerwinkel
L	=	Lider
L'	=	Linse in Auflösung
LHK	=	hintere Linsen kapsel
LHK'	=	Vorwölbung der hinteren Linsen kapsel
LS	=	Linsenstroma
LS'	=	teilweise echogenes Linsenstroma
LVK	=	vordere Linsen kapsel
LVK'	=	vordere Linsen kapsel im Schallschatten
M./Mm	=	Musculus/ Musculi, Muskel/Muskeln
MHz	=	Megahertz
Min.	=	Minute
M-Mode	=	Motion-Modulation

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

N	=	Netzhautablösung
Nr.	=	Nummer
OD	=	Oculus dexter, rechtes Auge
OS	=	Oculus sinister, linkes Auge
P	=	Pupille
P'	=	unregelmäßige Pupille
PRF	=	Pulse Repetition Frequency
PC	=	personal computer
R	=	Linsenruptur
ROI	=	Region of Interest
S	=	posteriore Synechie
Sek.	=	Sekunde
SL	=	Subluxation der Linse
SR	=	Skleralring
TCG/TGC	=	time compensated gain / time gain compensation
VAK	=	vordere Augenkammer
Z	=	Iriszyste
ZK	=	Ziliarkörper

1. EINLEITUNG

Das Auge stellt das primäre Sinnesorgan der Vögel dar. Verhaltensweisen wie die Fähigkeit zum Fliegen, die Orientierung im Raum und ein selbstständiger Nahrungserwerb sind eng an die Funktionsfähigkeit der Augen gebunden. Durchschnittlich 7,6 % der Vogelpatienten weisen okulare Veränderungen auf, woraus sich die Notwendigkeit einer aussagekräftigen ophthalmologischen Untersuchung ergibt (KORBEL 1991, 2012). Bleiben die pathologischen Veränderungen an den Augen nämlich unerkannt, kann es durch falsche medizinische Versorgung zu einer Einschränkung der Lebensqualität und damit zu Leiden und Schmerzen für den Vogel kommen. Einen besonderen Stellenwert nehmen hier die Wildvögel ein, da eine Wiederauswilderung an die Wildbahntauglichkeit der Tiere und damit an einen uneingeschränkten Visus gebunden ist.

Sind bei Trübungen im vorderen Augensegment allerdings nicht alle Strukturen im Auge erkennbar, hat sich der Einsatz der zweidimensionalen Sonographie sowohl in der Human- als auch in der Veterinärmedizin als nützliches Hilfsmittel bewährt (BYRNE und GREEN 2002; GEVELHOFF 1996; GONZALEZ et al. 2001; WILLIAMS et al. 1995). Auch in der Ornitho-Ophthalmologie ist der Einsatz dieser Ultraschalltechnik beschrieben (GUMPENBERGER und KOLM 2006; HARRIS et al. 2008; KORBEL et al. 2008; KORBEL et al. 2009; LABELLE et al. 2012; LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010).

In der Humanophthalmologie hat sich zusätzlich seit einigen Jahren die dreidimensionale Sonographie etabliert (DOWNEY et al. 1996; FINGER 2002; NELSON et al. 1999). Ihr Einsatz in der Veterinärophthalmologie ist bisher auf wenige Einzelbeschreibungen beim Pferd und Kleintier beschränkt (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007). In der Ornitho-Ophthalmologie wurden bisher lediglich zwei Mäusebussarde mit dieser Methode untersucht (REESE 1999).

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es daher, die Einsatzmöglichkeiten und den klinischen Nutzen der dreidimensionalen Sonographie am Vogelauge zu untersuchen. Besonderen Wert wird dabei auf die Darstellung und Darstellbarkeit physiologischer und pathologischer Strukturen im vorderen Augensegment gelegt. Durch das Anfertigen von Aufnahmen postmortal präparierter Bulbi sollen die in der sonographischen Untersuchung erhobenen physiologischen und pathologischen Befunde nachträglich evaluiert werden.

2. LITERATUR

2.1 Grundlagen der Sonographie

2.1.1 Geschichte der dreidimensionalen Sonographie in der Ophthalmologie

In den **1970er** Jahren wird die dreidimensionale Ultraschalltechnologie erstmals in der Humanmedizin vorgestellt und bereits **1983** von der japanischen Arbeitsgruppe Yamamoto et al. am Auge erprobt (PRAGER et al. 2010; THIJSEN 1993). In den Jahren **1984 - 1986** entwickeln Yamamoto et al. immer bessere Scanmethoden mit Vertikaldrehung eines 10 MHz-Schallkopfes und bessere Scaneinheiten und –programme, welche die dreidimensionalen Bilder am Computer entstehen lassen. Damit können sie anatomische und pathologische okulare Gegebenheiten feststellen und bereits Volumenmessungen durchführen. Die Datenakquisition erfolgt mithilfe der Immersionstechnik und selbst zusammengebauten Ultraschalleinheiten (YAMAMOTO et al. 1986; YAMAMOTO et al. 1984).

Seit **1989** sind die ersten dreidimensionalen Ultraschallsysteme kommerziell erhältlich (PRAGER et al. 2010).

Die Anwendbarkeit der dreidimensionalen Sonographie zur Bestimmung intraokularer Tumorumfängen wird in den folgenden Jahren weiter verbessert.

1991 können Jensen et al. mittels eines modifizierten Ultraschallsystems und eines 10 MHz-Schallkopfes durch Vertikaldrehung verhältnismäßig gute Tumorumfängenmessungen durchführen.

SILVERMAN et al. (1993) können mittels parallelen Ultraschallschnittbildern Tumorumfängen berechnen und feststellen, dass die dreidimensionale Volumeberechnung genauere Volumina ergibt, als es mit anderen Berechnungsmethoden möglich ist.

1993 beschreiben RANKIN et al. die interessanten Anwendungsgebiete der dreidimensionalen Sonographie am Auge. Sie glauben, dass mithilfe der 3D-Visualisierung das Verständnis zur Lage pathologischer Veränderungen vor allem für den ophthalmologischen Chirurgen verbessert wird und Operationen besser geplant werden können. Auch die Freihandakquisitionstechnik und die dreidimensionale Blutflussdarstellung am Auge werden erstmals beschrieben.

Seit **1995** erscheinen erstmals Berichte über die dreidimensionale Biomikroskopie am Auge (COLEMAN 1995; CUSUMANO et al. 1998; IEZZI et al. 1996; SILVERMAN et al. 2001; SILVERMAN et al. 1995). Dabei werden Schallköpfe mit einer Frequenz von 40 – 60 MHz verwendet um Details im vorderen Augensegment sehr genau darzustellen. Es gelingt mit der hochfrequenten Technik Schichtdicken von nur 40 - 50 µm zu erreichen.

1996 entwickeln DOWNEY et al. einen vertikal rotierenden Schallkopf, welcher an bereits bestehende Ultraschallsysteme angeschlossen werden kann und mit dem anschauliche dreidimensionale Bilder auch von pathologischen Augenveränderungen erzeugt werden können.

1998 kann der Nutzen der dreidimensionalen Sonographie bei der Therapie von choroidalen Melanomen gezeigt werden. FINGER et al. zeigen die Lokalisation von radioaktiven Plaques, welche für die Behandlung der Melanome eingesetzt werden. Sie erlangen damit einzigartige Ansichten im dreidimensionalen Bild (FINGER et al. 1998). ROMERO et al. zeigen die Anwendung der dreidimensionalen Sonographie bei der Untersuchung der extraskleralen Ausbreitung von Melanomen und den Nutzen der dreidimensionalen Volumenmessung dieser Tumore (ROMERO, FINGER, et al. 1998; ROMERO, ROSEN, et al. 1998).

Im selben Jahr zeigen FISHER et al. die Präzision und Reproduzierbarkeit von Messungen mittels 3D-Technik an okularen Phantomen mithilfe der vertikalen Drehung des Schallkopfes (FISHER et al. 1998).

NÉMETH und SÜVEGES (1998) können mithilfe eines kommerziellen Standardultraschallgerätes, welches eigentlich nicht für die Ophthalmologie gebaut wurde, auch die Anwendung am Auge demonstrieren. Es lassen sich physiologische Strukturen, aber auch pathologische Veränderungen durch Traumata, Erkrankungen und Tumoren damit sehr gut dreidimensional darstellen.

DELCKER et al. (1998) stellen im gleichen Jahr eine Akquisitionsmethode in der Ophthalmologie vor, bei welcher keine vorgegebene Schnittbildfolge mehr eingehalten werden

muss. Diese sogenannte „Freihandakquisition“ erleichtert und verkürzt die Datenerfassung und kann somit in vielen klinischen Anwendungsgebieten eingesetzt werden.

Seit **1999** werden die ersten deutschsprachigen Berichte über die dreidimensionale Ultraschalltechnik am Auge und ihre Vorteile für Diagnostik und Verlaufskontrollen vorgestellt (GRASBON et al. 2001; GRASBON et al. 1999; KLEIN und MÜLLNER 1999; RAUBER und MESTER 1999).

Im Jahr **2000** kann erstmals der sinnvolle Einsatz der 3D-Technik bei uneinsehbarem Augenhintergrund gezeigt werden (ENDO et al. 2000).

2002 können Finger et al. mittels konventionellem Ultraschallgerät das verbesserte Management bei Tumoren der Netzhaut (Retinoblastome) zeigen. Die dreidimensionale Sonographie erzeugt einzigartige Ansichten auch außerhalb des Auges und ermöglicht eine kurze Untersuchungsdauer (FINGER et al. 2002; FINGER 2002).

2005 vergleichen Garcia et al. die Messungen von Sehnervenscheiden und dortigen Meningiomen mittels dreidimensionaler Technik und CT und kommen zu dem Ergebnis, dass die Messungen übereinstimmen und die 3D-Technik den Sehnerv auch außerhalb des Augapfels darstellen kann (GARCIA et al. 2005).

STACHS et al. (2005) studieren mittels dreidimensionaler Ultraschallbiomikroskopie an künstlichen Linsenmodellen die Veränderungen der Linsen während der Akkommodation und übertragen die gewonnenen Informationen auf in-vivo-Situationen.

2008 zeigen Forte et al. an 20 Patienten verschiedene vitreoretinale und choroidale pathologische Veränderungen mittels konventioneller dreidimensionaler Technik und einem 15 MHz-Schallkopf. Den großen Vorteil an der verwendeten 3D-Technik sehen sie in der Darstellbarkeit der Läsionen, ihrer Umgebung und der genauen Lage im Raum (FORTE et al. 2009).

In den Jahren 2008 und **2009** veröffentlichen Reinstein et al. Studien zur Messung der Dicke von Korneastroma und –endothel. Mittels einer digitalen Ultraschalleinheit und einem 50 MHz-Schallkopf werden Karten zur Dicke von Stroma und Endothel von Patienten mit gesunder

Hornhaut angelegt, was zur Früherkennung von Erkrankungen beitragen soll (REINSTEIN et al. 2008, 2009).

2010 werden Untersuchungen im Zusammenhang mit der Weiterentwicklung der minimalinvasiven Methode der Glaskörperentfernung (Vitrektomie) getätigt. Es kann mit Hilfe der Ultraschallbiomikroskopie und einem 35 MHz-Schallkopf die Ausdehnung und Beschaffenheit der Einstichkanäle an enukleierten Schweineaugen gezeigt werden (WITTE et al. 2010).

1. Geschichte des dreidimensionalen Ultraschalles in der Veterinärophthalmologie:

In der Veterinärophthalmologie liegen bisher nur drei Beschreibungen über den Einsatz der dreidimensionalen Technik vor.

1999 kann Reese mithilfe eines konventionellen Ultraschallsystems und einem 12 MHz-Linearschallkopfes aussagekräftige dreidimensionale Datenvolumen von Augen von Hunden, Pferden und zwei Mäusebussarden erstellen (REESE 1999).

2002 erscheint eine Doktorarbeit über den Einsatz der dreidimensionalen Sonographie am Pferdeauge (LIST 2002). Zum Einsatz kommt bei dieser Arbeit ein Ultraschallsystem aus der Humanmedizin und ein 9 MHz-Linearschallkopf. Durch manuelles Verschieben des Schallkopfes auf dem geschlossenen Oberlid lassen sich Datenvolumen von physiologischen und pathologischen Gegebenheiten erstellen und aus Ebenen und Ansichten darstellen, die mit der konventionellen B-Mode Sonographie nicht zu erreichen sind. List sieht die dreidimensionale Sonographie des Pferdeauges als Bereicherung in der ophthalmologischen Diagnostik.

Im Jahr **2007** untersucht die Arbeitsgruppe um Vosough Augen gesunder Hunde mittels konventioneller dreidimensionaler Ultraschalltechnik und einem 5 - 12 MHz-Linearschallkopfes. Sie stellen physiologische okulare Strukturen dreidimensional dar und vermessen die Sehnervenscheidendicke. Im Vergleich zu anderen Messmethoden wie der Computertomographie liefert die dreidimensionale Messung genauere Ergebnisse (VOSOUGH et al. 2007).

2.1.2 Physikalische Grundlagen

1. Ultraschallwellen:

Als Ultraschall werden Schallwellen oberhalb des menschlichen Hörbereiches von 20.000 Hz bezeichnet. Dabei drückt die Frequenz des Schalles die Anzahl der Schwingungen pro Sekunde aus. In der medizinischen Diagnostik werden typischerweise Frequenzen von 1 – 12 MHz, in Sonderfällen auch bis zu 20 MHz eingesetzt (GÖTZ 1983; GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP 1998).

Schallwellen stellen mechanische Wellen dar, welche an Materie gebunden sind. In einer Schallwelle schwingen die Materieteilchen mit einer bestimmten Anregungsfrequenz um ihre Ruhelage. Die Teilchen werden aber nicht fortbewegt, sondern es findet nur ein Energietransport mit einer für jedes Medium charakteristischen Ausbreitungsgeschwindigkeit statt. Die Materieteilchen durchlaufen dabei abwechselnd Stadien von Verdichtung und Verdünnung (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Das Prinzip der Ultraschalldiagnostik basiert auf der Reflexion. Akustische Energie wird in Form einer longitudinalen Welle in ein Gewebe ausgesendet und trifft auf eine akustische Grenzfläche, also auf zwei Medien mit unterschiedlichem Schallwiderstand. Dabei wird ein unterschiedlich großer Teil der Energie reflektiert und kann am Ausgangspunkt als Echo empfangen und bewertet werden (BYRNE und GREEN 2002; GLADISCH 1993; GÖTZ 1983).

Das Verhalten von Schallwellen im Gewebe wird durch Faktoren wie Schallintensität, Schallwellengeschwindigkeit und –widerstand, Größe und Oberflächenbeschaffenheit des Gewebes sowie Einfallwinkel der Schallwellen bestimmt (POULSEN NAUTRUP 1998).

2. Schallintensität:

Die Schallintensität wird durch die maximale Auslenkung der Schwingung der Schallwelle, also ihrer Amplitude bestimmt. Durch vermehrte Energiezufuhr kommt es zur Vergrößerung der Amplitude, was im Ultraschall zu einer helleren Darstellung auf dem Monitor führt (POULSEN NAUTRUP 1998).

3. Schallwellengeschwindigkeit:

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen ist abhängig von der Wellenlänge und der Frequenz der Schallwellen, sowie von der Dichte und Elastizität des durchdrungenen Gewebes. Ein dichtes und weniger elastisches Medium wird von den Schallwellen schneller durchlaufen, als ein weniger dichtes Medium, wie beispielsweise Wasser (BYRNE und GREEN 2002;

GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998). Durchschnittlich 1540 m/s beträgt die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Schallwellen im Gewebe (FLÜCKIGER 1990; GÖTZ 1983).

4. Schallwellenwiderstand:

Der Schallwellenwiderstand kann auch als akustische Impedanz eines Stoffes bezeichnet werden. Abhängig ist der Schallwellenwiderstand von Materialeigenschaften wie die Molekülbindung untereinander und die Trägheit der Elementarmassen, welche einer Schallausbreitung entgegenwirken (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

5. Reflexion:

Wenn Ultraschallwellen senkrecht auf eine Grenzfläche zwischen zwei Geweben mit unterschiedlicher akustischer Impedanz treffen, dann wird ein Teil der Wellen senkrecht zur Grenzfläche reflektiert und zum Schallkopf zurückgeworfen (FARROW 1996; POULSEN NAUTRUP 1998). Der Reflexionsgrad ist umso höher, je mehr sich die beiden Schallwiderstände an der Grenzfläche voneinander unterscheiden, also umso größer der Impedanzunterschied ist. Sehr große Impedanzunterschiede mit überwiegender Reflexion stellen akustische Grenzflächen wie Luft oder Knochen dar (FLÜCKIGER 1990; GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

6. Transmission:

Die nicht reflektierten Schallwellen setzen ihren Weg im neuen Medium fort, was als Transmission bezeichnet wird. Je kleiner der Impedanzunterschied der benachbarten Gewebe, umso höher ist der Anteil transmittierter Ultraschallwellen (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

7. Brechung:

Zur Brechung der Schallwellen kommt es, wenn Schallwellen nicht senkrecht auf eine akustische Grenzfläche treffen. Die reflektierten Wellen werden gebrochen, erreichen den Schallkopf nicht wieder und können so nicht registriert werden. Die Stärke der Brechung ist hier ebenfalls von der akustischen Impedanz des nachfolgenden Gewebes abhängig. Nicht reflektierte Schallwellen werden ebenfalls gebrochen und setzen ihren Weg im Gewebe transmittierend fort (POULSEN NAUTRUP 1998).

8. Streuung:

Ist eine akustische Grenzfläche von unregelmäßiger Form, rau oder sehr klein, so wird ein Teil der Schallwellen gestreut und es gelangt nur ein vermindertes Echo zurück an den Schallkopf (BYRNE und GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998). Durch Streuung von Schallwellen ist es jedoch erst möglich runde Konturen im Ultraschall darzustellen (GLADISCH 1993). Mit zunehmender Frequenz steigt die Intensität der gestreuten Schallwellen (GÖTZ 1983).

9. Beugung:

Treffen Schallwellen auf Randbereiche von Hindernissen, welche stark absorbierend sind, so werden die Schallwellen in den sogenannten Schallschatten hineingebeugt. Die Beugung ist von der Wellenlänge und Frequenz abhängig, wobei bei zunehmender Frequenz (kürzere Wellenlänge) die Erscheinung der Beugung kleiner wird. Bei sehr kleinen Objekten, welche kleiner als die Wellenlänge des Ultraschalls sind, entsteht ein artifizielles Beugungsmuster, welches sich für jedes Organ typisch darstellt (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

10. Absorption:

Beim Durchwandern von Gewebe wird ein Teil der Schallenergie in Wärme umgewandelt. Dieser Reibungsverlust steht dem Bildaufbau nicht mehr zur Verfügung.

Abhängig ist die Absorption von der Schallfrequenz und der Gewebebeschaffenheit. Je höher die Frequenz ist, umso mehr Wärme entsteht und umso stärker ist die Absorption. Daher kann nur eine geringere Eindringtiefe mit einer hohen Frequenz erreicht werden. Die Absorption ist in dichteren Geweben stärker, als in weniger dichten Geweben. Somit können Schallschatten hinter Knochen entstehen (BYRNE und GREEN 2002; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

11. Dämpfung:

Als Dämpfung wird die fortlaufende Abschwächung der Schallintensität beim Durchlaufen biologischer Gewebe bezeichnet, wobei sie mit steigender Frequenz zunimmt. Als Folge werden die Echos aus größeren Tiefen schwächer empfangen und auf dem Monitor weniger hell abgebildet (GLADISCH 1993).

2.1.3 Technische Grundlagen

1. Schallwellenerzeugung und -empfang:

Um Ultraschallwellen zu erzeugen, bedient man sich in der medizinischen Diagnostik des piezoelektrischen Effektes. Piezoelektrische Kristalle, welche sich im Schallkopf befinden können bei Anlage einer elektrischen Wechselspannung zur Schwingung angeregt werden und Schallwellen aussenden. Umgekehrt führen reflektierte Schallwellen durch dieselben Kristalle wiederum zur Erzeugung von Spannung. Ein und derselbe Kristall besitzt somit die Funktion des Senders und Empfängers und wird als Transducer oder Ultraschallwandler bezeichnet (GLADISCH 1993; GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

Ultraschallgeräte arbeiten in der Regel nach dem Impuls-Echo-Verfahren, wobei zunächst ein Ultraschallimpuls ausgesandt wird und danach auf Empfang umgeschaltet wird. Die Anzahl der Impulse pro Sekunde (Pulse-Repetition-Frequency PRF) liegt dabei etwa bei 300 - 3000 (BYRNE und GREEN 2002; FARROW 1996; POULSEN NAUTRUP 1998).

Mithilfe des Empfängers kann anschließend das elektrische Signal auf dem Bildschirm dargestellt werden.

2. Schallstrahlgeometrie:

Die Geometrie des Schallfeldes, welches durch die räumliche Ausdehnung der Ultraschallwellen entsteht, weist die Form einer kegelförmigen Schallkeule auf (GLADISCH 1993). Die axiale Ausdehnung der Ultraschallimpulse ist in jedem Abstand vom Schallkopf gleich und ist abhängig von der Impulsdauer und -länge. Die laterale Ausdehnung des Schallfeldes variiert in Abhängigkeit zur Eindringtiefe und Schallkopfgeometrie und kann in ein Nahfeld, ein Fernfeld und in eine Fokuszzone eingeteilt werden (Vergleiche Abbildung 1) (POULSEN NAUTRUP 1998).

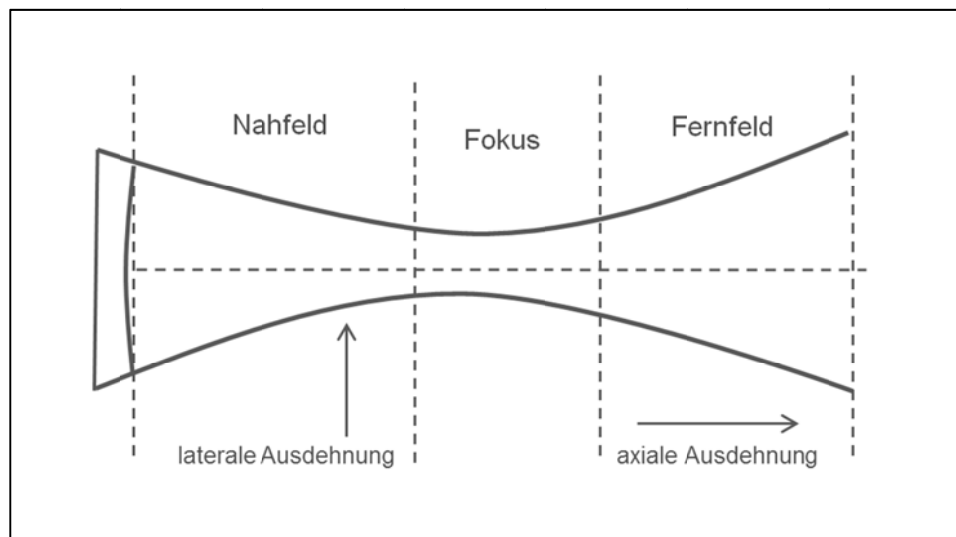


Abbildung 1: Schallstrahlgeometrie

Darstellung des Nah- und Fernfeldes, des Fokusbereiches sowie der lateralen und axialen Ausdehnung des Schallfeldes (nach Poulsen Nautrup, 1998)

Im Nahfeld der Schallkeule verlaufen die Schallwellen parallel und es findet eine Interferenz der Schallwellen unterschiedlicher Frequenz statt. Zusätzlich herrscht eine schlechte laterale Auflösung, was eine optimale Bildgebung in diesem Bereich nicht möglich macht.

Hinter dem Nahfeld liegt die Fokuszzone. Dort werden die Schallwellen gebündelt und die Intensität erhöht. In dieser Fokuszzone ist die Auflösung am größten.

Im anschließenden Fernfeld divergieren die Ultraschallwellen und das Auflösungsvermögen wird zunehmend schlechter (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

Durch mechanische und elektronische Fokussierung ist es möglich die Fokuszzone in den Bereich des Interesses zu verlagern. So gelingt es auch mehrere Fokuszonen hintereinander einzurichten (FLÜCKIGER 1990; POULSEN NAUTRUP 1998).

3. Auflösung:

Die Ultraschallbildqualität ist begrenzt durch die Auflösung. Diese definiert sich als den Mindestabstand zweier Punkte, welche im Ultraschallbild gerade noch voneinander unterscheidbar sind. Dabei kann eine axiale von einer lateralen Auflösung unterschieden werden (GÖTZ 1983).

Die **axiale Auflösung** bezeichnet den kleinsten möglichen Abstand zweier Punkte, die dicht hintereinander auf der Schallachse liegen. Sie ist Abhängig von der Dauer und Länge des

Schallimpulses und nimmt mit steigender Frequenz und kürzerem Impuls zu. Die maximale axiale Auflösung liegt bei 0,1 – 1,5 mm (BYRNE und GREEN 2002; GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

Unter der **lateralen Auflösung** wird der Mindestabstand zweier Objekte bezeichnet, welche nebeneinander senkrecht zum Schallstrahl liegen. Sie steht in Abhängigkeit zur Ausdehnung der Schallkeule, ist also abhängig von Schallfrequenz, Schallkopfgeometrie und Eindringtiefe. Je schmaler der Schallstrahl, umso höher stellt sich die laterale Auflösung dar. Sie liegt stets unter der axialen Auflösung und kann 0,6 – 0,3 mm betragen (GLADISCH 1993; GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

Des Weiteren ist die Bildqualität abhängig von der Geschwindigkeit des Bildaufbaus, der Grauwertauflösung und schließlich von den unterschiedlichen Verstärkerfunktionen und elektronischen Nachbearbeitungsprogrammen der verschiedenen Ultraschallgeräte (GLADISCH 1993).

4. Preprocessing:

Als Preprocessing werden alle Einstellungsänderungen an den Ultraschallsignalen bezeichnet, bevor sie auf dem Monitor als Bild wiedergegeben werden (POULSEN NAUTRUP 1998).

Es besteht die Möglichkeit die **Intensität** des ausgesandten Ultraschallimpulses auf 45 – 75 % zu reduzieren, was im Allgemeinen für einen guten Bildaufbau reicht (POULSEN NAUTRUP 1998).

Mithilfe der **Gesamtverstärkung** (Gain), welche in Dezibel gemessen wird, kann eine gleichmäßige Verstärkung der Echos aus allen Gewebetiefen erfolgen. Dabei wird die vom Schallkopf ausgesendete Energie nicht erhöht, es erfolgt lediglich eine Veränderung der Intensität der auf dem Monitor dargestellten Echos. Durch Erhöhung des Gainfaktors können schwächere Echos besser dargestellt werden, was allerdings zu einer Verringerung des Kontrastumfanges und zu Artefakten führen kann. Der Gainfaktor sollte jeweils so gewählt werden, dass der gesamte Bildbereich gleichmäßig hell dargestellt wird und sich flüssigkeitsgefüllte Strukturen anechogen darstellen (BYRNE und GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998).

Die **zeitabhängige Verstärkung** (time compensated gain TCG oder aber auch time gain compensation TGC) ist für die optimale Bilddarstellung tieferliegender Strukturen von Bedeutung. Durch Reflexion, Absorption und Streuung kommt es zu einem Intensitätsverlust der Ultraschallwellen in tieferliegenden Geweben. Durch eine Verstärkung später reflektierter Echos anhand des Tiefenausgleichsreglers, kann bei gleichzeitiger Reduktion von Kontrast und Erhöhung der Bildunschärfe ein gutes diagnostisches Bild auf dem Monitor erzeugt werden (GÖTZ 1983; POULSEN NAUTRUP 1998).

Mithilfe des **Echoenhancements** ist es möglich, Echos bestimmter Reflexionsqualität zu verstärken und somit gewünschte Strukturen besser darzustellen (POULSEN NAUTRUP 1998).

Der Abstand zwischen dem kleinsten und größten zu registrierenden Echo wird durch den **Dynamikbereich** bestimmt. Bei einer hohen Dynamik besteht das Bild aus sehr vielen Graustufen und stellt sich weich dar. Es lassen sich so auch feine Unterschiede darstellen. Umgekehrt enthält ein Bild mit geringer Dynamik weniger Graustufen und wirkt härter (POULSEN NAUTRUP 1998).

Mithilfe der **Bildintegration** können bis zu zwei Ultraschallbilder addiert dargestellt werden, was kleine Strukturen geringer Echogenität hervorheben lässt, allerdings das Bild weicher und kontrastärmer macht. Die Bildglättung sollte nur bei wenig bewegten Bildern angewandt werden, da es sonst zu Unschärfen kommt (POULSEN NAUTRUP 1998).

5. Schallköpfe:

Es existieren drei verschiedene Formen von Transducern: Linear-, Sektor- und Konvexschallkopf. Da im Rahmen der vorliegenden Arbeit mit einem Linearschallkopf gearbeitet wurde, soll dieser genauer beschrieben werden.

Unter einem **Linear- oder Parallelschallkopf** versteht man eine Multikristallsonde, welcher aus dicht nebeneinander liegenden Piezoelementen besteht. Mehrere Kristalle werden zu Gruppen zusammengefasst und gemeinsam während eines Sende-Empfang-Ablaufs eingeschaltet. Linearschallköpfe ermöglichen eine gute Schallfeldgeometrie, hohe laterale Auflösung, eine gute elektronische Fokussierung mit mehreren Fokuszonnen in verschiedenen Tiefen und durch Überlappung der Kristallgruppen eine enge Bildzeilenanordnung, was zu einer Verschönerung des Bildeindrucks führt.

Linearschallköpfe sind einfach in der Handhabung, haben eine große Schnittfläche, was eine zügige Übersicht ermöglicht, eine sehr gute schallkopfnähe Auflösung und eine gleichbleibend gute Bildqualität in allen Abbildungstiefen. Der Nachteil besteht in der manchmal zu großen Auflagefläche (FLÜCKIGER 1990; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

2.1.4 Sonographische Gewebedarstellung und Artefakte

Der Begriff „Artefakt“ bezeichnet ein Kunstprodukt in der bildgebenden Diagnostik. Es handelt sich hierbei um Strukturen, die artifiziell sind, fehlen, an der falschen Stelle abgebildet werden oder eine falsche Form, Größe oder Helligkeit aufweisen (FARROW 1996; MEIER 1989). Teilweise haben die Artefakte ihren Ursprung im B-Bild, zum Teil entstehen sie aber erst bei der Gewinnung dreidimensionaler Bilder (NELSON et al. 2000). Einige Artefakte erleichtern jedoch die Interpretation der Ultraschallbefunde (BYRNE und GREEN 2002).

2.1.4.1 Echogenität

Unter Echogenität versteht man die Eigenschaft der Gewebegrenzflächen Ultraschallwellen zu reflektieren und zu streuen, damit diese auf dem Monitor dargestellt werden. Im Ultraschallbild können Strukturen anhand ihrer Binnenstruktur, Oberfläche, Begrenzung, Größe und topographischen Lage beurteilt werden. Charakterisiert werden sie durch Echostärke, -größe und -dichte. Diese drei Parameter definieren ein Echomuster und ermöglichen eine Einteilung in echofreie, echoarme und echodichte Bereiche (POULSEN NAUTRUP 1998).

1. Echofrei:

Anechogen stellen sich alle Gewebe ohne akustische Grenzfläche dar. Sie bestehen in der Regel aus Flüssigkeiten und werden auf dem Monitor gleichmäßig schwarz abgebildet.

2. Geringe Echodichte:

Hypoechogen stellen sich Gewebe dar, welche lediglich aus feinen, einzelnen, schwachen, mittel- bis dunkelgrauen Echos zusammengesetzt werden.

3. Mittlere Echodichte:

Echogene Strukturen werden aus zahlreichen, gleichmäßig verteilten, feinen bis mittelfeinen, hell- bis mittelgrauen Echos mittlerer Dichte dargestellt.

4. Große Echodichte:

Hyperechogen stellen sich Grenzflächen zwischen Geweben mit deutlichem Impedanzunterschied dar. Sie werden durch zahlreiche grobe bis feine, starke bis mittelstarke Echos großer Dichte dargestellt und auf dem Monitor weiß bis hellgrau abgebildet.

5. Echoverteilung:

Eine gleichmäßige Echoverteilung führt zu einer homogenen, eine ungleichmäßige Echoverteilung zu einer inhomogenen Gewebestruktur. Die unterschiedlichen Eigenschaften führen zu einer charakteristischen Textur der einzelnen Gewebe.

2.1.4.2 B-Mode Artefakte

1. Rauschen:

Unter Rauschen versteht man sehr viele kleine bis mittelgroße unregelmäßige Echos, welche dem Ultraschallbild ein milchiges Aussehen verleihen. Diese Echos entstehen durch zu große Signalverstärkung und sind besonders in echofreien Gebieten störend (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998).

2. Wiederholungsechos – Reverberationen:

Treffen Schallwellen senkrecht auf stark reflektierende Grenzflächen können sie vorzeitig zum Schallkopf zurückgeworfen werden und sich mehrfach zwischen Schallkopf und Grenzfläche hin und her bewegen. Auf dem Monitor werden die wiederholten Echos in regelmäßigen Abständen parallel zu der stark reflektierenden Grenzfläche mit immer geringerer Intensität abgebildet. Die Reverberationen treten nicht nur hinter sondern auch vor der Grenzfläche auf und können auch durch ungenügende Ankopplung des Schallkopfes an die Gewebeoberfläche entstehen. (MEIER 1989; POULSEN NAUTRUP 1998; SUSAL 1987).

Eine Sonderform des Wiederholungsechos ist der Kometenschweifartefakt. Er entsteht hinter Geweben mit starker akustischer Impedanz wie Metall oder Gas und bewirkt eine Schallverstärkung vermutlich durch Mehrfachreflexionen innerhalb des Fremdkörpers (GLADISCH 1993; SCANLAN 1991).

3. Schallschatten:

Wenn Ultraschallwellen auf Gewebe mit sehr großer akustischer Impedanz wie Knochen, Verkalkungen oder gasgefüllte Strukturen treffen, dann kommt es zur Totalreflexion mit

anschließendem Schallschatten, welcher sich auf dem Monitor einheitlich schwarz darstellt (FARROW 1996; POULSEN NAUTRUP 1998).

4. Schallverstärkung:

Durchwandern Schallwellen flüssigkeitsgefüllte Strukturen, kommt es zu einer geringeren Abschwächung der Energie als im umliegenden Gewebe. Als Folge dessen werden Echosignale hinter einer flüssigkeitsgefüllten Struktur relativ stärker und damit auf dem Monitor heller dargestellt (MEIER 1989).

5. Schichtdickenartefakt:

Schichtdickenartefakte treten infolge zu großer lateraler Ausdehnung der Schallwellen im Gewebe dann auf, wenn ein Teil der Schallwellen auf flüssigkeitsgefülltes Gewebe und der andere Teil auf das umliegende Weichteilgewebe trifft. Durch den berechneten Mittelwert der zurückgeworfenen Signale entsteht eine unscharf begrenzte Kontur des Gewebes und eine fälschlicherweise zu starke echogene Darstellung der flüssigen Struktur (FARROW 1996; SCANLAN 1991).

6. Schallkeulenartefakt:

Durch herabgesetztes laterales Auflösungsvermögen und vorhandenen Nebenkeulen im Schallstrahl können Strukturen, welche eigentlich neben der optischen Achse liegen, in der Mitte des Schallstrahls, dem Mittellot, abgebildet werden (FARROW 1996; MEIER 1989).

7. Widerspiegelung:

Eine spiegelnde Reflexion entsteht, wenn Schallwellen senkrecht auf eine große glatte Oberfläche treffen. Es entsteht ein relativ starkes Echo, welches bei runden flüssigkeitsgefüllten Strukturen an der Vorder- und Hinterwand zu erkennen ist.

Zu einer diffusen Reflexion kommt es beim Auftreffen von Schallwellen auf eine raue Oberfläche. Es entsteht durch Streuung der Schallwellen in viele Richtungen ein geflecktes unruhiges Bild (MEIER 1989).

8. Verzeichnung:

Durch Verwendung eines Sektorschallkopfes werden konkave Strukturen stärker konkav und konvexe Gebilde zu flach abgebildet. Dieses Phänomen kann besonders am Auge auftreten. Auch bei Verwendung eines Linearschallkopfes entsteht dieser Effekt am Auge bei der axialen

Untersuchungsebene, da die starke Linsenperipheriekrümmung die Ultraschallwellen nach außen bricht und es zusätzlich zu einer starken Änderung der Schallgeschwindigkeit innerhalb der Linse kommt. Es kommt zu einer scheinbaren Verkürzung des Auges, was sich in einer echoreichen Vorwölbung in den Glaskörper im Bereich der Bulbuswand darstellt (GUTHOFF 1988; SUSAL 1987).

2.1.4.3 Dreidimensionale Artefakte

NELSON et al. (2000) teilen 3D-Artefakte in Artefakte ein, welche schon im zweidimensionalen Bild vorhanden sind, welche erst durch die Ansicht der dreidimensionalen Volumenbilder entstehen und in solche Artefakte, welche einzigartig für die dreidimensionale Sonographie sind. Für die Diagnosestellung und Erkennung von Artefakten im dreidimensionalen Bild ist es wichtig, auch die ursprünglichen Scanebenen auszuwerten und gegebenenfalls neue Datenvolumen zu erstellen.

Artefakte, welche schon im zweidimensionalen Bild vorhanden sind, basieren hauptsächlich auf Problemen in der Bildauflösung, Dämpfung und Übertragung. Oft kann es durch die ungewöhnliche dreidimensionale Form der Artefakte zu Verwirrungen kommen (PRAGER et al. 2010).

1. Bildauflösungsartefakte:

Sie entstehen durch falsche Auflösung im 2D-Bild, verursachen im 3D-Bild verdickte und formveränderte Strukturen falscher Größe und führen zu Messfehlern und falscher Diagnosestellung.

2. Dämpfungsartefakte:

Durch falsch eingestellte Parameter wie Helligkeit im 2D-Bild kann es zu Dämpfungsartefakten im dreidimensionalen Bild kommen. Dies führt zu Schattenbildung und dem fälschlicherweise Auffinden von Zysten oder dem Fehlen von Organbestandteilen.

3. Übertragungsartefakte:

Sie entstehen durch Wiederholungsechos, Spiegelbilder, Brechung und Schallkeulenartefakte im zweidimensionalen Bild (NELSON et al. 2000).

Artefakte, welche einzigartig für dreidimensionale Bilder sind, können in Erfassungs-, Wiedergabe- und Bearbeitungsartefakte eingeteilt werden (NELSON et al. 2000).

4. Erfassungsartefakte:

Unter ihnen versteht man alle Artefakte, welche durch Bewegung bei der Datenerfassung des dreidimensionalen Volumens entstehen. Die Artefakte werden meist durch Eigenbewegung des Patienten, seine Atmung, seinen Herzschlag und durch Augenbewegung oder durch Bewegung des Untersuchers verursacht.

Auch durch falsch kalibrierte Ultraschallgeräte und falsche Datenübertragungsgeschwindigkeit bei Ultraschallsystemen ohne Positionssender kann es zu Erfassungsartefakten kommen (DOWNEY et al. 2000; NELSON et al. 2000).

5. Wiedergabeartefakte:

Diese Artefakte entstehen bei der Auswahl falscher Volumenmodi nach der Datenakquisition. Durch Einstellung der Oberflächendarstellung, eines falschen „Region of Interest“, falschem Kontrast, Grauwert, Schwellenwert, Zoom oder falscher Helligkeit kann es zu vielfältigen Artefakten wie Verlust von Strukturen, Defekten, zusätzlichen Strukturen oder Schattenbildung kommen (NELSON et al. 2000).

6. Bearbeitungsartefakte:

Wird die freie Sicht auf Strukturen von Interesse durch andere Strukturen im Volumenbild versperrt, kann ein „elektronisches Skalpell“ diese entfernen. Artefakte entstehen immer dann, wenn zu viele diagnostisch wichtige Informationen entfernt worden sind (NELSON et al. 2000).

2.1.5 Untersuchungsverfahren

In der diagnostischen Sonographie kann zwischen A-Mode, B-Mode und Dopplersonographie unterschieden werden. Die dreidimensionale Sonographie beruht auf der Rekonstruktion von B-Mode-Bildern (BYRNE und GREEN 2002; POULSEN NAUTRUP 1998).

Im Folgenden sollen die für diese Arbeit relevanten Untersuchungsverfahren beschrieben werden.

2.1.5.1 B-Bild-Verfahren

Beim B-Bild-Verfahren werden Echos durch Lichtpunkte wiedergegeben. Die Position der Punkte auf dem Monitor korrelieren mit der Zeit, welche ein Echo benötigt um zum Transducer zurückzukehren. Die Helligkeit der Punkte ist proportional zur Intensität der Echos und wird durch verschiedene Graustufen dargestellt. Somit können Grenzflächen anatomischer Strukturen als virtuelles Schnittbild wiedergegeben werden (GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998; RANTANEN und EWING 1981).

Es kann zwischen eindimensionalen B-Bild-Verfahren (M-Mode) und zweidimensionalen Compound- und Real-Time-Verfahren unterschieden werden (POULSEN NAUTRUP 1998). Für die vorliegende Arbeit ist lediglich das Real-Time-Verfahren von Bedeutung.

1. Real-Time-Verfahren:

Bei diesem Echtzeitverfahren werden 10 – 60 zweidimensionale Einzelbilder pro Sekunde durch einen automatischen Scanvorgang auf dem Bildschirm dargestellt. Dadurch entsteht ein kontinuierlicher Bildablauf, wie bei einem Film. Bei dieser Methode der Wahl in der sonographischen Diagnostik können physiologische Bewegungsabläufe beurteilt und gewünschte Regionen kontinuierlich durchmustert werden (BYRNE und GREEN 2002; GLADISCH 1993; POULSEN NAUTRUP 1998; RANTANEN und EWING 1981).

2.1.5.2 Dreidimensionale Sonographie

1. Datenakquisition:

Um aus zweidimensionalen Schnittbildern ein dreidimensionales Bild computergestützt zu rekonstruieren, muss die Lagebeziehung der einzelnen Schnitte zueinander exakt, das heißt mathematisch genau, bekannt sein. Jeder Ultraschallschnitt wird dabei durch drei Koordinaten in einem rechtwinkligen Koordinatensystem in seiner räumlichen Lage bestimmt. Sind alle drei Koordinaten bekannt, kann ein dreidimensionales Bild aus der koordinierten Schnittbildfolge erfolgen (SOHN et al. 1988). Es bestehen verschiedene Möglichkeiten zur Gewinnung einer koordinierten Schnittbildfolge. Entweder stehen die Schnittbilder durch einen definierten Abstand oder durch einen bestimmten Winkel miteinander in Beziehung (Vergleiche Abbildung 2).

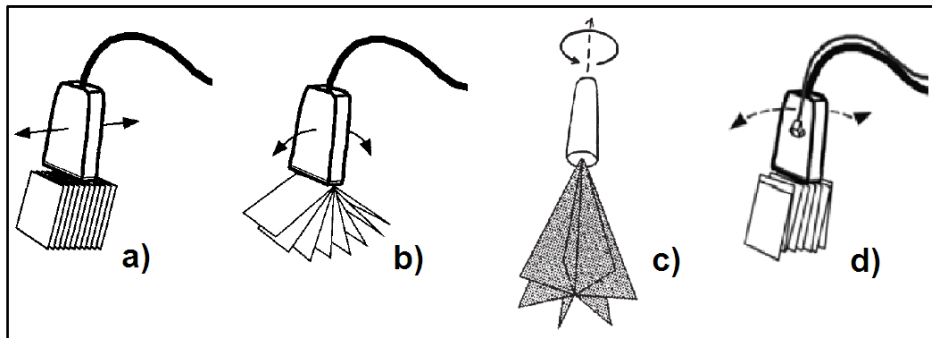


Abbildung 2: Dreidimensionale Akquisitionsmethoden

a) Parallele Schnittbilderfassung, b) Schnittbilderfassung durch horizontale Schallkopfneigung, c) Schnittbilderfassung durch vertikale rotierende Schallkopfneigung, d) Freihandakquisition (nach Fenster & Downey, 2000).

Bei der **parallelen Schnittbildfolge**, welche auch bei der Magnetresonanztomographie und der Computertomographie genutzt wird, kann der Schallkopf manuell oder durch eine mechanische Vorrichtung parallel über eine Oberfläche verschoben werden. Die Geschwindigkeit, mit welcher dabei der Schallkopf verschoben wird, muss konstant gehalten werden, damit in regelmäßigen Abständen Einzelschnitte angefertigt werden können. Die Vorteile dieser Datenakquisition liegen in der relativ schnellen und einfachen Erfassung der Daten. Nachteilig wirkt sich die relativ große Strecke aus, welche abgefahren werden muss und Unebenheiten der Körperoberfläche, welche eine Erfassung einer koordinierten Schnittbildfolge nahezu unmöglich machen (FENSTER und DOWNEY 2000; POULSEN NAUTRUP 1998; SOHN 1994).

Durch **Neigung des Schallkopfes** stehen die einzelnen Schnittbilder über einen definierten Winkel miteinander in Beziehung. In einem größeren Gehäuse liegt ein elektrischer Schrittmotor, welcher den Schallkopf drehen kann. Erfolgt die Drehung um eine senkrecht (vertikal) stehende Achse, schneiden sich die Bilder in einem gemeinsamen Schnittpunkt, dem Kreismittelpunkt. Wird der Schallkopf um eine horizontale Achse gedreht, liegt der Drehpunkt innerhalb des Schallkopfes und es werden Schnittbilder gewonnen, welche sich nicht überlappen. Die horizontale Drehung stellt die Methode der Wahl dar.

Die Vorteile der Schallkopfneigung liegen in der Kompaktheit des Schallkopfes und der schnellen dreidimensionalen Rekonstruktion durch die einfache geometrische Anordnung der Schnittbilder. Der Nachteil dieser Methode liegt in der schlechten Auflösung in tieferen Lagen, da mit zunehmender Entfernung zum Drehpunkt, die Schnittbilder weiter voneinander entfernt liegen (NELSON et al. 1999; POULSEN NAUTRUP 1998; SOHN 1994).

Die **Freihandakquisition** stellt neuerdings eine weitere Möglichkeit der Schnittbildakquisition dar. Dabei ist der Schallkopf mit einem Positionsgeber ausgestattet, welcher dem Computer die genaue Lage und Orientierung des Transducers im Raum vermittelt. Der Untersucher muss keine koordinierte Schnittbildfolge einhalten, sondern hat die Möglichkeit die Ebenen und Beziehungen der Schnittbilder zueinander selbst zu wählen. Es ist bei dieser Technik allerdings darauf zu achten, dass keine zu großen Lücken bei der Datenakquisition entstehen (FENSTER und DOWNEY 2000; NELSON et al. 1999; SAKAS et al. 2000).

2. 3D-Rekonstruktion:

Die Anzahl der zweidimensionalen Schnittbilder bestimmt anschließend Größe und Auflösung des dreidimensionalen Volumens. Während der Scanzeit, also der Zeit während der Anfertigung der Einzelschnittbilder, dürfen sich Untersucher und Patient nicht bewegen, um Artefakte zu vermeiden. Die Scanzeit sollte auch von Eigenbewegungen der Organe abhängig gemacht werden. Es ist daher ein Kompromiss zwischen möglichst vielen Ebenen und Dauer der Scanzeit einzugehen (POULSEN NAUTRUP 1998).

Um schließlich aus den Schnittbildern ein dreidimensionales Volumen zu rekonstruieren, muss jedes zweidimensionale Bild an die korrekte Stelle im Gesamtbild platziert werden. Die vorhandenen Möglichkeiten dafür beruhen auf den Merkmalen der Einzelschnitte oder deren Voxel. Letztere Rekonstruktion stellt die Methode der Wahl dar (FENSTER und DOWNEY 2000; NELSON et al. 1999).

Bei der **voxelbasierten Rekonstruktion** wird ein dreidimensionales Raster von Bildelementen aufgebaut, wobei jeder Pixel aus den zweidimensionalen Bildern an die korrekte Stelle in diese Volumenmatrix gesetzt wird. Dabei werden nicht gescannte Bildpunkte vom Programm aus dem Mittelwert umliegender Bildpunkte errechnet. Bei dieser Methode kommt es zu keinem Informationsverlust, allerdings können hierbei durch zu große Lücken bei der Datenakquisition falsche Informationen hinzugefügt werden. Zusätzlich verschlechtert sich durch die Lückenfüllung auch die Auflösung.

3. Darstellungsmöglichkeiten der 3D-Bilder:

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die dreidimensionalen Bilder auf dem Monitor wiederzugeben.

Zum einen besteht die Möglichkeit, die einzelnen orthogonalen Schnittebenen in einem Vierquadrantenbildschirm darzustellen. In diesem sogenannten „**Schnittebenenmodus**“ können alle zweidimensionalen Einzelbilder aus jeder beliebigen errechneten Richtung betrachtet werden und so das komplette Datenvolumen untersucht werden (DOWNEY et al. 2000; NELSON und PRETORIUS 1997).

Bei der **Oberflächendarstellung** werden lediglich die Konturen einer Struktur dargestellt. Die gesamte Ultraschallinformation innerhalb des Organs wird nicht angezeigt. Mit dieser Methode lässt sich die gewünschte Struktur eindeutig dreidimensional darstellen, sie funktioniert allerdings nur, wenn große Unterschiede in den Ultraschalleigenschaften von Organ und Umgebung bestehen (FENSTER und DOWNEY 2000; SOHN 1994).

Bei der **transparenten Darstellungsweise** bleiben alle Ultraschallbildinformationen vorhanden und werden zu einem gläsernen dreidimensionalen Bild zusammengesetzt. Dadurch wird das errechnete Bild sehr komplex und ist räumlich erst dann zu erkennen, wenn es am Computer gedreht wird (POULSEN NAUTRUP 1998; SOHN 1994).

Eine **Kombination** aus Oberflächen- und Transparenzdarstellung ist ebenso möglich, wie die Darstellung des dreidimensionalen Volumens in einer zeichnerisch perspektivischen **Nischendarstellung**, die Darstellung mit maximal eingestellter **Intensität**, oder als **Röntgendarstellung**, mittels derer alle zweidimensionalen Bilder summiert als ein einziges Bild dargestellt werden (DOWNEY et al. 2000; LEES 2001; POULSEN NAUTRUP 1998).

4. Bearbeitung der 3D-Bilder:

Da alle Bildpunkte im vorhandenen Volumen erfasst und berechnet wurden, kann das Volumen wie oben erwähnt in allen erdenklichen Ebenen geschnitten werden und so auch Schnitte dargestellt werden, welche mit der zweidimensionalen Sonographie nicht erreicht werden können (SOHN 1994). Da jeder Punkt exakt dem Raum und damit seiner Nachbarschaft zugeordnet ist, können anatomische Lagebeziehungen und pathologische Veränderungen leichter erkannt und verstanden werden, die Orientierung ist somit erleichtert (DELCKER et al. 1998; POULSEN NAUTRUP 1998).

Mithilfe verschiedener Computerprogramme ist es möglich, das Datenvolumen weiter zu bearbeiten. Es ist möglich, die dreidimensionalen Datensätze zu drehen, heranzuzoomen, einzufärben, Licht und Schatten zu verändern und mithilfe eines elektronischen Skalpells unerwünschte Informationen aus dem Volumen herauszuschneiden (FENSTER und DOWNEY 2000; LEES 2001; MERZ et al. 2000; NELSON und PRETORIUS 1997).

Eine weitere wichtige Bearbeitungsmöglichkeit stellt die Volumenberechnung dar, welche vor allem in der Ophthalmologie im Rahmen der Tumordiagnostik eine Rolle spielt (FINGER 2002; JENSEN und HANSEN 1991; SILVERMAN et al. 1993).

2.2 Ophthalmologische Sonographie

2.2.1 Indikation

Die wichtigste Indikation für die zweidimensionale okulare Sonographie in der Human- wie in der Veterinärophthalmologie stellt die Trübung von Augenbinnenstrukturen dar, welche eine vollständige ophthalmologische und ophthalmoskopische Untersuchung verhindert. Diese Trübungen können durch Hornhauttrübungen, Linsentrübungen, Blutungen und durch Entzündungsprodukte entstehen (BYRNE und GREEN 2002; GUTHOFF und GUTHOFF 1987; KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN 1991; SCOTTY et al. 2004).

Weitere Indikationen liegen bei Traumata, Läsionen an Iris, Ziliarkörper, Linse, Augenfächer und Fundus, retrobulbären Entzündungen, Fremdkörpern, Bulbusrupturen, Linsenluxationen, Größenveränderungen des Bulbus, Vermessungen des Auges und ganz besonders bei Vorhandensein von Tumoren vor (BYRNE und GREEN 2002; COLEMAN et al. 1973; GONZALEZ et al. 2001; GUTHOFF 1999; HUGHES und BYRNE 1987; KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN 1991).

Indikationen für die dreidimensionale Sonographie bestehen ebenfalls bei Vorhandensein von Trübungen im Auge, Hypotonie, Erkrankungen von Iris und Ziliarkörper, Hyphaema und Fremdkörper. Die wichtigste Indikation stellen allerdings Tumore dar, da mittels dreidimensionaler Sonographie ihre genaue Struktur, Größe, Lage und ihr Volumen ermittelt werden kann und die Umfangsvermehrungen aus einzigartigen Ebenen betrachtet werden können (CUSUMANO et al. 1998; ENDO et al. 2000; FINGER 2002; GRASBON et al. 2001; NELSON et al. 1999; SILVERMAN et al. 1993).

2.2.2 Untersuchungsmethoden

In der okularen Sonographie können verschiedene Methoden für die Untersuchung des Auges angewandt werden. Es kann zwischen der transpalpebralen Methode, der Untersuchung mithilfe einer Vorlaufstrecke und der Kornea-Kontakt-Methode unterschieden werden.

Bei der **transpalpebralen Methode**, welche teilweise in der Humanmedizin und Veterinärmedizin bei Hunden und Pferden eingesetzt wird, erfolgt die Ultraschalluntersuchung durch die geschlossenen Lider hindurch. Es können mit dieser Methode zwar auch schallkopfnah Strukturen dargestellt werden, es kommt jedoch meist zu einer schlechteren Auflösung aufgrund der Dämpfung der Ultraschallwellen durch die Lidstrukturen (BYRNE und GREEN 2002; SCHUTZ und BRONSON 1974; WILLIAMS et al. 1995).

Mithilfe einer **Vorlaufstrecke**, welche den Abstand zwischen Schallkopf und Auge vergrößert, können durch Überwinden des schallkopfnahen ungenügend aufgelösten Nahbereiches auch Strukturen im vorderen Augensegment gut dargestellt werden. Die Vorlaufstrecken bestehen entweder aus Kunststoff, aus flüssigkeitsgefüllten Kissen oder stellen wassergefüllte Augentrichter (Immersionsverfahren) dar, welche direkt auf die Hornhaut oder Sklera aufgesetzt werden (GONZALEZ et al. 2001; GUTHOFF 1988; POULSEN NAUTRUP 1998; PURNELL 1969).

Die Methode der Wahl stellt allerdings die direkte **Kornea-Kontakt-Methode** dar (BYRNE und GREEN 2002; GONZALEZ et al. 2001; WILLIAMS et al. 1995). Sie liefert die aussagekräftigsten Bilder vor allem des hinteren Augensegmentes. Als Ankopplungsmedium eignet sich Methylzellulose ebenso wie kommerziell erhältliches steriles Ultraschallgel. Wird das Gel reichlich auf den Schallkopf aufgetragen, kann es die Funktion einer Vorlaufstrecke übernehmen und auch Strukturen im vorderen Augensegment können sehr gut dargestellt werden (WILLIAMS et al. 1995). Durch den direkten Kontakt des Auges mit Ultraschallgel muss in jedem Fall eine Oberflächenanästhesie der Hornhaut erfolgen (POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

Bei der Untersuchung von Vogelaugen mittels Ultraschall wird in der Literatur in den meisten Fällen die direkte Kornea-Kontakt-Methode angewendet (GUMPENBERGER und KOLM 2006; LABELLE et al. 2012; LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010). Allerdings werden in der Ornitho-Ophthalmologie auch Ultraschallverfahren mit einer

Vorlaufstrecke beschrieben (HARRIS et al. 2008; HUFEN und KORBEL 2009; KORBEL et al. 2009).

2.2.3 Untersuchungsebenen

Nach BYRNE und GREEN (2002) lassen sich die primär wichtigen Untersuchungsebenen für das Auge in eine axiale, eine transversale und in eine longitudinale Ebene einteilen (Vergleiche Abbildung 3).

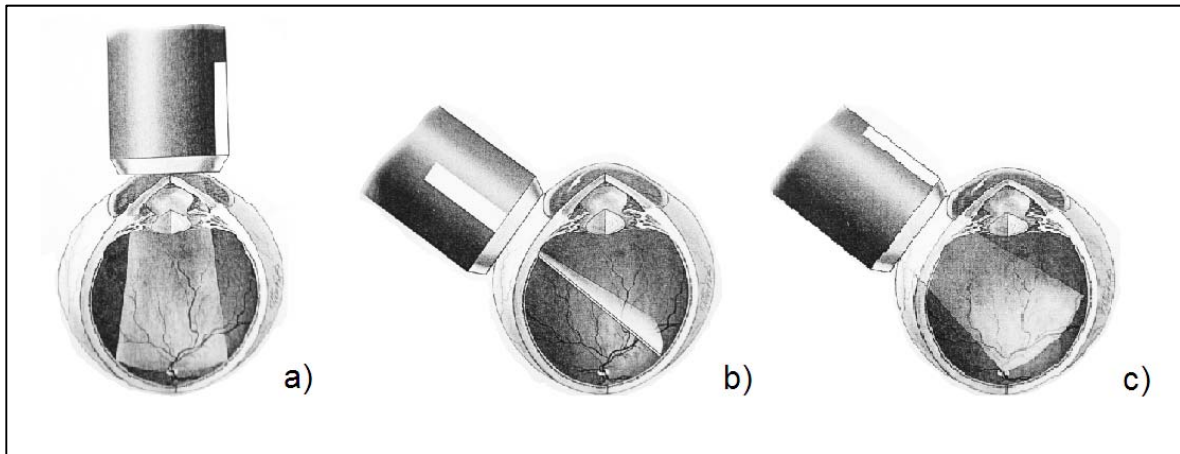


Abbildung 3: sonographische Untersuchungsebenen am Auge

a) axiale, b) transversale und c) longitudinale Untersuchungsebene (aus Byrne et al. 2002).

Bei der **axialen Schallkopfausrichtung**, welche auch bei der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kommt, wird der Schallkopf mittig auf die Kornea platziert und die Linse und der Sehnerv im Zentrum des Bildes ausgerichtet. Verschiedene axiale und auch paraxiale Schnitte können so im Uhrzeigerformat angefertigt werden.

Bei der axialen horizontalen Schallkopfausrichtung zeigt die Markierung des Schallkopfes nach nasal, bei der axialen vertikalen Ausrichtung des Schallkopfes wird der Schallkopf um 90° gedreht und die Markierung zeigt nach dorsal.

Bei paraxialen Schnitten durch das Auge wird die Schallkopfposition leicht nach nasal, temporal, dorsal oder ventral variiert.

Vorteil der axialen Untersuchungsebene stellt das einfache Verständnis von okularen Strukturen dar. Nachteilig ist die schlechtere Auflösung von hinter der Linse gelegenen Augenstrukturen durch die Brechung und Dämpfung der Schallwellen beim Durchdringen der Linsenstrukturen.

Trotzdem stellt die axiale Untersuchungsebene in der Veterinärmedizin die Methode der Wahl dar, da eine Umgehung der Linse am wachen Tier nicht immer zu realisieren ist (BYRNE und GREEN 2002; GONZALEZ et al. 2001; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

Bei der **transversalen** und **longitudinalen Untersuchungsebene** wird der Schallkopf nicht auf der Kornea, sondern auf die Konjunktiva bzw. der Sklera aufgesetzt. Damit wird versucht die Linse zu umgehen, um bessere Ultraschallbilder der hinteren Augenstrukturen zu erlangen. Dabei zeigt die Markierung des Schallkopfes bei der longitudinalen Ebene stets in Richtung Pupille, wohingegen die Schnittebene bei der transversalen Scanebene immer parallel zur Pupille gerichtet ist.

In der Humanmedizin stellen diese Untersuchungsebenen die Ebenen der Wahl dar, in der Veterinärmedizin sind am wachen Tier diese Ebenen aber kaum realisierbar, da der Bulbus meist zu tief in der Orbita liegt und eine willentliche Rotation des Bulbus durch den Patienten nicht durchgeführt wird (BYRNE und GREEN 2002; GONZALEZ et al. 2001; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

2.3 Das Vogelauge

2.3.1 Anatomische Grundlagen und sonographische Normalbefunde des vorderen Augensegmentes

Voraussetzung für die korrekte Beurteilung eines Ultraschallbildes ist die genaue Kenntnis der Anatomie und Physiologie des Vogelauges. Im Folgenden soll vor allem auf die Besonderheiten der Vogelanatomie auch in Bezug auf die Relevanz für die vorliegende Arbeit eingegangen werden.

2.3.1.1 Orbita

Die Augenhöhle wird von Knochen des Hirnschädels durch Anteile der Ossa frontale, squamosum, laterosphenoidale, lacrimale und ethmoidale gebildet (TIEDEMANN 1810). Sie ist bei den meisten Vogelarten nach ventral nicht vollständig knöchern geschlossen, sondern nur durch das faszienartige Ligamentum suborbitale verbunden. Beide Augenhöhlen liegen nahe

beieinander und werden lediglich durch das dünne Septum interorbitale getrennt (EVANS 1979; FREWEIN und SINOWATZ 2004; TIEDEMANN 1810).

Der Processus supraorbitalis – ein nach kaudolateral ausgezogener Fortsatz des Os lacrimale überragt das Auge tagaktiver Greifvögel dorsal und schützt es gegen traumatische Einwirkungen (KORBEL 1994).

Tagaktive Vögel weisen in der Regel eine sehr tiefe Orbita auf, welche Schutz vor traumatischen Einflüssen bietet. Bei vielen dämmerungsaktiven Vögeln wird diese Aufgabe jedoch von dem knöchernen Skleralring (Anulus ossicularis sclerae) übernommen, da hier die Augenhöhle nur eine sehr flache Form aufweist.

Der Augapfel ruht auf dem Sinus infraorbitalis wie auf einem Luftkissen und ist nicht wie bei Säugetieren von einem retrobulbären Fettkörper umgeben (REESE et al. 2008).

2.3.1.2 Bulbus

Der Augapfel ist bei allen Vögeln verhältnismäßig sehr groß (SLONAKER 1918) und nimmt einen großen Teil des Kopfes ein. Beträgt der Anteil beider Augen von Menschen lediglich 1 % am Kopfgewicht, so können es bei tagaktiven Greifvögeln und Eulen 22 – 32 % sein (KORBEL 1994; REESE et al. 2008).

Der Bulbus der Vögel ist nicht kugelförmig. Vielmehr ähnelt er einem Rotationsellipsoid, bei welchem der Äquatordurchmesser stets größer als der Längsdurchmesser ist (FREWEIN und SINOWATZ 2004). Der vordere Abschnitt (Bulbus oculi anterior) ist stärker gekrümmt als der hintere Teil des Augapfels (Bulbus oculi posterior) mit dem schalenartigen Fundus oculi. Ein ringförmiger konkaver Abschnitt, welcher durch den knöchernen Skleralring gestützt wird, stellt die Verbindung der beiden Abschnitte des Augapfels dar (REESE et al. 2008).

Der Bulbus kann in verschiedene Formen unterteilt werden (BEZZEL 1990; REESE et al. 2008):

- flache Augapfelform (tagaktive schmalköpfige Vögel, z.B. Tauben, Papageien)
- globuläre Augapfelform (tagaktive breilköpfige Vögel, z.B. Taggreifvögel)
- tubuläre Augapfelform (dämmerungsaktive breilköpfige Vögel, z.B. Eulen)
- flachglobulärer Mischtyp (z.B. Entenvögel)

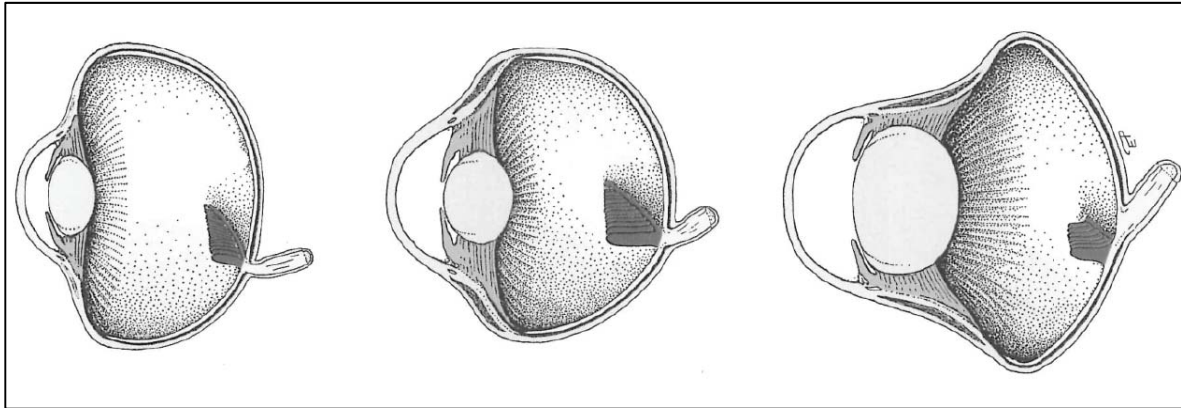


Abbildung 4: Augapfelformen beim Vogel

flache, globuläre und tubuläre Bulbusform (aus WOOD (1917)).

Die optische Achse von Kornea und Linse weicht im Vogelauge leicht nach nasal von der Mittelachse ab, wodurch im Augapfel eine Asymmetrie entsteht. Dies wird durch einen nasal schmalen Ziliarkörper verursacht, wodurch das binokulare Sehen erleichtert wird (BEZZEL 1990; FRANZ 1934; REESE et al. 2008; SEIDEL 1988). Durch Anordnung der Augäpfel lateral am Kopf entsteht zwar nur ein monokulares Sehfeld, es kann aber bei vielen Vogelarten durch besonders bewegliche Halswirbel ein Gesichtsfeld von bis zu 360° erreicht werden (REESE et al. 2008).

Die Wand des Augapfels besteht aus drei Schichten:

- der äußeren Augenhaut (Tunica fibrosa bulbi)
- der mittleren Augenhaut (Tunica vasculosa bulbi, Uvea)
- der inneren Augenhaut (Tunica interna bulbi, Retina).

Im Inneren des Augapfels befinden sich Glaskörper, Linse und Kammerwasser (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

2.3.1.3 Tunica fibrosa bulbi

Die äußere Augenhaut wird von der hinteren undurchsichtigen weißen **Sklera** und der vorderen transparenten **Hornhaut** (Cornea) gebildet. Ihre Funktion besteht darin, dem Augapfel Stabilität und Festigkeit zu geben, dem Augeninnendruck einen Widerstand entgegenzusetzen und ihn vor äußeren Einflüssen zu schützen (REESE et al. 2008).

Die Sklera besteht aus Bindegewebe, in welches hyaline Knorpelplatten eingelagert sind. Diese können am Augenhintergrund eine Aussparung für den Durchtritt des N. opticus bilden (FREWEIN und SINOWATZ 2004). Im Bereich des Übergangs von Sklera in Kornea geht die Knorpelplatte in den Skleralring über. Diese besteht bei den meisten Vogelarten aus 15 kleinen sich überlappenden Knochenplättchen (Ossicula sclerae), welche formgebend für das Auge sind, als Ansatzpunkt des Strahlenkörpers gelten und die okularen Strukturen vor allem bei der Akkommodation schützen (MURPHY 1984; REESE et al. 2008).

Die Hornhaut besteht beim Vogel aus 5 Schichten (REESE et al. 2008):

- vorderes Hornhautepithel (Epithelium corneae externum)
- Bowman-Membran (Lamina limitans superficialis, sehr stark ausgeprägt)
- Bindegewebige Eigenschicht (Substantia propria corneae)
- Descemetsche Membran (Lamina limitans profunda, kann auch fehlen)
- hinteres Hornhautepithel (Epithelium corneae internum)

Die Kornea ist bei den verschiedenen Vogelarten unterschiedlich stark gewölbt, beispielsweise besitzen Wasservögel eine sehr flache Hornhaut im Gegensatz zu Eulenvögel mit entsprechend stark gekrümmter Kornea (REESE et al. 2008).

Die Hornhautdicke beträgt mit Ausnahme von Wasservögeln und einigen tagaktiven Greifvögeln ca. 0,4mm und ist damit dünner als die Hornhaut von Säugetieren (FREWEIN und SINOWATZ 2004; MARTIN 1985; REESE et al. 2008).

Die Hornhaut ist mit zahlreichen sensiblen Nervenfasern versorgt, besitzt aber keine Gefäße, die Nährstoffversorgung erfolgt daher über Kammerwasserdiffusion und Diffusion aus dem präkornealen Tränenfilm (REESE et al. 2008).

2.3.1.4 Tunica vasculosa bulbi

Die mittlere Augenhaut besteht aus 3 Abschnitten (FREWEIN und SINOWATZ 2004):

- der Regenbogenhaut (Iris)
- dem Strahlenkörper (Corpus ciliare)
- der Aderhaut (Choroidea)

Die **Iris** als vorderster Anteil der Uvea trennt zusammen mit der Linse die bis zur Hornhaut reichende große vordere Augenkammer (Camera anterior bulbi) von der weitaus kleineren

zwischen Iris und Linse liegenden hinteren Augenkammer ab. Mit ihrer zentralen Kante bildet die Iris das runde Sehloch (Pupilla) (REESE et al. 2008).

An ihrem Ursprung, dem Ziliarkörper, hat die Iris einen sehr schmalen Durchmesser, wird im mittleren Teil dicker und nimmt dann zum Pupillenrand wieder an Dicke ab (MARTIN 1985).

Die Vorderfläche besteht aus einer Schicht Pigmentzellen und Fibroblasten, die Hinterfläche wird von zwei Epithelschichten (Stratum pigmentosum) gebildet. Das Irisstroma enthält lockeres pigmenthaltiges Bindegewebe, in welches die überwiegend quergestreiften und damit willkürlich gesteuerten Muskeln M. sphincter pupillae und M. dilatator pupillae liegen (FREWEIN und SINOWATZ 2004). Sie ermöglichen eine sehr schnelle Hell-Dunkel-Adaption. Bei einigen Tauchvögeln ist der M. sphincter pupillae sehr kräftig ausgeprägt und kann die Linse bei der Akkommodation durch die Pupillenöffnung wölben.

Die starke Pigmentierung sorgt einerseits dafür, dass Licht nur durch die Pupille ins Auge fallen kann, andererseits sorgt sie in Verbindung mit Blutgefäßen und Fetteinlagerungen auch für die Farbe der Iris. Durch eine pigmentfreie, fett- und blutgefäßarme Zone im Bereich der Pupille bei Tauben, wodurch das dunkle Pigment der stark pigmentierten Irishinterfläche durchschimmert, entsteht der sogenannte „Wertring“ (REESE et al. 2008; SEIDEL 1988). Bei Tauben besitzt die Iris zusätzlich auch reflektierende Zellen (Iridozyten), welche ein Tapetum lucidum bilden (MARTIN 1985; OLIPHANT 1987).

Die Irisbasis wird an der Sklera durch das Ligamentum pectinatum verankert, welches aus einem weitmaschigen elastischen Fasergeflecht besteht. Diese Faserbündel überbrücken den Kammerwinkel (Angulus iridocornealis) (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

Der **Strahlenkörper** (Corpus ciliare) hat laut REESE et al. (2008) verschiedene zentrale Aufgaben:

- Verankerung der Linse im Augapfel
- Verformung von Linse und Kornea durch seine Muskulatur
- Zentraler Bestandteil des Akkommodationsmechanismus

Das Corpus ciliare stellt einen leicht vorgewölbten, ringförmigen Wulst dar und liegt zwischen der Irisbasis (Margo ciliaris iridis) und der Aderhaut. Nach außen ist er am knöchernen Skleralring befestigt (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

Die innere Oberfläche des Corpus ciliare besitzt zahlreiche meridional verlaufende Falten (Plicae ciliares), welche nach vorne den Strahlenkranz (Corona ciliaris, Pars plicata) mit den Ziliarfortsätzen (Processus ciliaris) und nach hinten den Orbiculus ciliaris (Pars plana) bilden

(KORBEL 1994; REESE et al. 2008). Die Plicae ciliares besitzen ein zweischichtiges Epithel, die untere Schicht besteht aus hochprismatischen melaninreichen Zellen und entspricht dem Pigmentepithel der Pars optica der Retina. Die zweite Schicht besteht aus nichtpigmentierten hochprismatischen Epithelzellen, welche das Kammerwasser produzieren (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

Der Aufhängeapparat der Linse besteht aus den Ziliarfortsätzen und dem Strahlenbändchen (Zonula ciliaris). Die Spitzen der Ziliarfortsätze der Plicae ciliares verschmelzen an der Peripherie der Linse mit dieser und bieten somit der Linse eine stabile Fixierung, so dass Linsenluxationen beim Vogel vergleichsweise selten zu beobachten sind (KORBEL 2001). Das Strahlenbändchen besteht aus Zonulafasern (Fibrae zonulares), welche aus der Pars ciliaris retinae entspringen und zur Linsenkapsel ziehen. Die Zonulafasern sind allerdings – im Gegensatz zum Säugetierauge - nur von wenig Bedeutung für die Aufhängung der Linse (FREWEIN und SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008).

Der Ziliarmuskel (M. ciliaris) ist bei Vögeln quergestreift und liegt in das Stroma des Ziliarkörpers eingelagert.

Nach DUKE-ELDER (1958) und REESE et al. (2008) unterscheidet man einen:

- vorderen M. ciliaris anterior (Cramptonscher Muskel, alte Nomenklatur M. cornealis anterior)
- hinteren M. ciliaris posterior (Brückescher Muskel, alte Nomenklatur M. cornealis posterior)

Der M. ciliaris anterior entspringt an der Innenseite der Sklera auf Höhe des Skleralringes und hat seinen Ansatz im Stroma der Kornea. Der M. ciliaris posterior hat seinen Ursprung ebenfalls an der Innenseite des Skleralringes, zieht aber an die Basis des Ziliarkörpers. Ein in der früheren Literatur beschriebener Müllerscher Muskel wird heute dem M. ciliaris posterior als Fibrae radiales zugeordnet (FRANZ 1934; MARTIN 1985; REESE et al. 2008).

Der Ziliarspalt (Sinus ciliocleralis) wird durch eine innere und äußere Platte des Ziliarkörpers gebildet. Über den Kammerwinkel steht er mit der vorderen Augenkammer in weit offener Verbindung. Das von Bindegewebsbälkchen bekleidete Maschenwerk des Ziliarspaltes begrenzt die Fontanaschen Räume, welche die Verbindung zwischen den Augenkammern und dem Schlemmschen Kanal herstellen. Dieser ist für den Abfluss des Kammerwassers zuständig. Der

Ziliarspalt ermöglicht erst durch Verschiebung des Ziliarkörpers mit den Ziliarfalten die Akkommodation im Vogelauge (FREWEIN und SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008).

2.3.1.5 Linse

Die transparente verformbare bikonvexe Linse (Lens) liegt zwischen Iris und Glaskörper und ist epithelialen Ursprungs (REESE et al. 2008). Bei tagaktiven Vögeln ist ihre Form flach, bei nachtaktiven Spezies und Wasservögeln ist sie sphärisch (KORBEL 1994). Sie ist weicher und damit verformbarer als bei Säugetieren, was vor allem für Tauchvögel aber nicht für Eulenvögel gilt (BEZZEL 1990).

Sie besteht aus folgenden Anteilen:

- Linsenkapsel (Capsula lentis)
- Ringwulst (Pulvinus anularis lentis)
- Linsenkommer (Vesicula lentis)
- Linsenkern (Corpus centrale lentis)

Die Linsenkapsel bildet eine semipermeable Barriere und dient über Diffusion der Ernährung der Linse. Ebenso verhindert die Kapsel den Kontakt des Linseneiweißes mit dem Immunsystem (REESE et al. 2008). Unter der Kapsel liegt an der Linsenvorderfläche ein einschichtiges Epithel. Äquatorwärts werden die Zellen dieses Epithels immer länger und bilden sechsseitige Prismen, welche radiär zur Linsenachse gerichtet sind. Sie bilden den vogeltypischen Ringwulst, welcher den Linsenäquator gürtelförmig umgibt und als Ansatz der Ziliarfortsätze fungiert (FREWEIN und SINOWATZ 2004). Eine wichtige Funktion des Ringwulst wird in Zusammenhang mit der Schnelligkeit der lentikulären Akkommodation vermutet (REESE et al. 2008). Laut SLONAKER (1918) hat der Ringwulst auch nutritive Eigenschaften, da er Flüssigkeit in die zwischen Ringwulst und Linsenkörper liegende Linsenkommer sezerniert.

Der Aufbau des Linsenkerns gleicht dem anderer Vertebraten. Konzentrische Lagen von Linsenfasern (Fibrae lentis), welche von zentral nach peripher in ihrer optischen Dicke abnehmen, stellen die Grundlage des Linsenkerns dar. Weiterer Bestandteil bei vielen Vogelarten ist Glykogen (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

Der Linsenkern von Nesthockern ist in den ersten Lebenswochen noch durch einen hohen Gehalt an Glykogen getrübt und wird erst mit dem Flüggewerden klar (LO et al. 1993; REESE et al. 2008).

1. Akkommodation:

In Ruhestellung ist das Vogelauge ferngestellt, eine Akkommodation bewirkt also immer eine Naheinstellung des Auges (BEZZEL 1990). Vogelaugen weisen einen Refraktions- und Akkommodationsapparat von hoher Leistung auf. Das Akkommodationsvermögen der Vögel ist sehr unterschiedlich entwickelt. Die Mehrzahl der Vögel hat eine Akkommodationsbreite von 20 Dioptrien. Tauchvögel sind zu Änderungen um 40 bis 80 Dioptrien befähigt, um den Refraktionsfehler bei der Unterwassersicht auszugleichen. Eulenvögel haben lediglich einen Anpassungsspielraum von 2 bis 8 Dioptrien und können daher relativ schlecht scharf sehen (DUKE-ELDER 1958; KORBEL 1994; MARTIN 1985; SEIDEL 1988; SIVAK et al. 1985).

Drei verschiedene Arten der Akkommodation finden sich im Vogelauge:

- Korneale Akkommodation
- Lentikuläre Akkommodation
- Retinale Akkommodation

Durch Kontraktur des M. ciliaris anterior (Cramptonscher Muskel) wird eine veränderte Hornhautkrümmung erreicht. Bei nachtaktiven Vögeln, welche fast vollständig korneal akkommodieren, ist dieser Muskel sehr stark ausgeprägt (MARTIN 1985; REESE et al. 2008).

Die lentikuläre Akkommodation wird durch Kontraktion des M. ciliaris posterior (Brückescher Muskel) bewirkt, wodurch der Ziliarkörper gegen den Ringwulst gedrückt wird und dieser die Linse verformt. Bei Tauchvögeln, welche fast ausschließlich lentikulär Akkommodieren, ist dieser Muskel stark ausgeprägt und sie besitzen eine stark verformbare Linse.

Eine Verlagerung der Linse nach vorne wird durch die Zonulafasern und das Ligamentum pectinatum verhindert.

Die retinale Akkommodation im Rahmen der Feinjustierung kommt durch Zurückziehen der Netzhaut durch choroidale Muskelfasern zustande (KORBEL 1994; MARTIN 1985; REESE et al. 2008).

2.3.1.6 Augenbinnenräume

Die Augenbinnenräume werden unterteilt in:

- Vordere Augenkammer (Camera anterior bulbi)
- Hintere Augenkammer (Camera posterior bulbi)
- Glaskörperraum (Camera vitrea bulbi)

Die vordere größere Augenkammer wird begrenzt von Irisvorderseite, Linsenvorderfläche und Kornea. Die hintere Augenkammer wird durch Irisrückseite, Linse und Ziliarkörper begrenzt und stellt sich beim Vogel als sehr klein dar, weil die große Linse sehr weit peripher reicht und auch der Vorderrand des Strahlenkranzes die Irishinterfläche fast berührt (FREWEIN und SINOWATZ 2004). Beide Augenkammern stehen über die Pupille miteinander in Verbindung. Gefüllt sind sie mit Kammerwasser, welches von der Pars caeca retinae gebildet und in die hintere Augenkammer sezerniert wird. Es fließt über die Pupille in die vordere Augenkammer und kann von dort über den Kammerwinkel in die Fontana-Räume des Ziliarspaltes wieder abfließen. Die Konsistenz des Kammerwassers ist normalerweise wässrig, kann aber bei Eulenvögeln dickflüssig und fadenziehend sein, weil über das hintere Korneaendothel muköse Substanzen abgegeben werden (REESE et al. 2008).

2.3.1.7 Lider

Drei Augenlider schützen Augapfel und Hornhaut:

- Oberes Augenlid (Palpebra dorsalis seu superior)
- Unteres Augenlid (Palpebra ventralis seu inferior)
- Drittes Augenlid (Nickhaut, Palpebra tertia, Membrana nictitans)

Oberes und unteres **Lid** sind am Rand der Orbita befestigt und begrenzen mit ihren freien Rändern die Lidspalte (Rima palpebrarum). Im Gegensatz zu Eulen- und Papageienvögeln ist das untere Augenlid bei den meisten Vogelarten größer und beweglicher als das obere Lid. Gestützt wird es durch eine bindegewebige Platte (Tarsus palpebralis), welche bei Greifvögeln auch knorpelig sein kann.

Die Oberseite der Lider kann bei Taubenrassen federlos, bei Hühnern mit sehr feinen Federn schütter und bei Wasservögeln mit dichten kurzen Federn besetzt sein, welche bis knapp an den Lidrand (Limbus palpebralis) reichen.

An der Lidinnenseite (Facies conjunctivalis) liegt die Lidbindehaut (Tunica conjunctiva palpebrarum), welche am Grund des Bindehautsackes (Saccus conjunctivae) in die Tunica conjunctiva bulbi übergeht (FREWEIN und SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008).

Die **Nickhaut** stellt sich als eine sehr dünne und meist nahezu durchsichtige Duplikatur der Bindehaut dar und ist aus einer Konjunktivalfalte entstanden. Sie befindet sich in ihrer Ruhelage im medialen Augenwinkel und zieht sich von dorsonasal in ventrotemporale Richtung über die Hornhaut. Zwei kräftige Muskel (Mm. quadratus et pyramidalis membranae nictitantes) sind für

die Beweglichkeit der Nickhaut verantwortlich. Der M. quadratus bildet oberhalb des Sehnervs eine Sehnenschleife (Trochlea), durch welche die Endsehne des M. pyramidalis durchtritt, welche in einer Rinne verläuft.

Kleine federartige Epithelfortsätze auf der Innenseite der Nickhaut reinigen die Hornhaut beim Überstreichen und verteilen den präkornealen Tränenfilm. Weitere Aufgaben des dritten Augenlides bestehen im Schutz der Hornhaut vor Austrocknung während des Fluges und bei Tauchvögeln – bei denen die Nickhaut vollständig transparent ist – als zusätzliches refraktäres Element bei der Unterwassersicht (BEZZEL 1990; DUKE-ELDER 1958; FREWEIN und SINOWATZ 2004; REESE et al. 2008).

2.3.1.9 Muskeln des Augapfels

Die Augenmuskelpyramide besteht laut REESE et al. (2008) aus vier geraden Augenmuskeln:

- M. rectus dorsalis
- M. rectus ventralis
- M. rectus temporalis
- M. rectus nasalis

und aus 2 schiefen Augenmuskeln:

- M. obliquus dorsalis
- M. obliquus ventralis

Die geraden Muskeln können den Bulbus um seine horizontale und vertikale Achse bewegen. Die zwei schiefen Muskeln lassen leichte Drehbewegungen des Bulbus um die Längsachse zu (FREWEIN und SINOWATZ 2004).

Die Beweglichkeit des Bulbus ist bei Vögeln unterschiedlich ausgeprägt und meist durch das vollständige Ausfüllen der Augenhöhle eingeschränkt. Durch rudimentär ausgebildete Augenmuskulatur und die zusätzliche Einbettung der Augen in den umfangreichen Skleralring, haben Eulenvögel nahezu unbewegliche Augen. Sie müssen daher zur Fixierung ihren Kopf hin- und her bewegen. Durch gute Beweglichkeit von Kopf und Hals kann die geringe Beweglichkeit der Augen so kompensiert werden (BEZZEL 1990; REESE et al. 2008).

2.3.1.10 Sonographische Darstellung

In der Literatur finden sich nur wenige Beschreibungen über die Darstellung okularer Strukturen von Vögeln im 2D-Ultraschall (GUMPENBERGER und KOLM 2006; HARRIS et al. 2008; KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN 1991; LABELLE et al. 2012; LEHMKUHL et al. 2010; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010), allerdings gibt es viele Untersuchungen zur 2D-Sonographie an Augen verschiedener Tierarten wie beim Pferd (CRONAU und GERHARDS 2004; GEVELHOFF 1996; ROGERS et al. 1986), beim Kleintier (COTTRILL et al. 1989; HOFFMANN und KÖSTLIN 2004; POULSEN NAUTRUP et al. 1998), beim Wiederkäuer (EL-MAGHRABY et al. 1995; POTTER et al. 2008) und natürlich auch beim Menschen (BAUM 1964; BRONSON 1973; GUTHOFF 1988; OSSOINING 1979), wobei Speziesunterschiede kaum ins Gewicht fallen.

1. Zweidimensionale Darstellung:

Für die zweidimensionale Darstellbarkeit von Vogelaugen soll im Folgenden besonders auf vogelanatomische Spezifitäten eingegangen werden.

Die Kornea stellt sich als eine doppelte konvex gebogene hyperechogene Linie dar, welche nach außen hin das Korneaepithel und die Basalmembran und nach innen hin die Descemet-Membran sowie das Korneaendothel darstellt. Zwischen den beiden Linien befindet sich das Stroma, welches sich hypo- bis anechogen darstellt. Die peripheren Anteile der Kornea stellen sich beim Vogel in der axialen Schnittebene laut STROBEL (2010) nicht immer dar.

Die vordere Augenkammer stellt sich anechogen und frei von Inhalt dar (KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN 1991; LEHMKUHL et al. 2010). Eine Darstellung der hinteren Augenkammer gelingt nur beim Kleintier (HOFFMANN und KÖSTLIN 2004) und beim Pferd (CRONAU und GERHARDS 2004) nicht jedoch beim Vogelaugen (STROBEL 2010).

Die Linse wird im Ultraschall durch zwei konvex gebogene hyperechoische Linien gebildet, welche vorderer und hinterer Linsenkapsel entsprechen. Die hintere Linsenkapsel ist weniger stark konvex gebogen. Von der Linse sind nur die Pole darstellbar, da im Äquatorbereich der Linse keine Reflexion in Richtung Schallkopf erfolgt. Das Linsenstroma stellt sich anechogen dar (SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010; WILLIAMS et al. 1995).

Iris und Ziliarkörper sind Strukturen von mittlerer Echogenität und befinden sich vor und seitlich der Linse. Aufgrund des Skleralringes und der daraus resultierenden Schallauslöschung kann

der Ziliarkörper nicht bei allen Vogelarten in der axialen Schallebene dargestellt werden (GUMPENBERGER und KOLM 2006; STROBEL 2010).

Der Skleralring verhindert durch Schallauslöschung der dahinterliegenden Strukturen die vollständige Darstellung des Bulbus von Vögeln (GUMPENBERGER und KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010).

Die Augenlider stellen sich echogen dar und liegen im vorderen und lateralen Bereich des Schallbildes. Die Nickhaut stellt sich ebenfalls echogen dar (COTTRILL et al. 1989).

2. Dreidimensionale Darstellung:

Die dreidimensionale Sonographie von Vogelaugen ist bisher nur in einem einzigen Fall beschrieben (REESE 1999), bei Pferden und Hunden gibt es einzelne Arbeiten zu 3D-Ultraschall am Auge (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007). Lediglich in der Humanmedizin gibt es zahlreiche Beschreibungen (GRASBON et al. 2001; IEZZI et al. 1996; NELSON et al. 1999; SILVERMAN et al. 1995).

Die Hornhaut stellt sich dreidimensional als doppelte echogene konvexe Linie dar, welche Korneaendothel und –epithel darstellen. Das Stroma ist wie im zweidimensionalen Ultraschall echofrei (LIST 2002; SILVERMAN et al. 1995). Je nach Untersuchungstechnik ist die Kornea nicht immer von Strukturen der Lider zu differenzieren.

Die vordere Augenkammer stellt sich dreidimensional als echofreier Raum dar (NELSON et al. 1999; VOSOUGH et al. 2007), in welchem Wiederholungsechos zu finden sein können (LIST 2002). Die Darstellung der hinteren Augenkammer wird nicht beschrieben.

Die Linse wird im dreidimensionalen Ultraschall nur durch eine vordere leicht konvexe und hintere leicht konkave hyperechogene Fläche abgebildet (LIST 2002; VOSOUGH et al. 2007).

Die echogene Iris bildet die Pupille, welche sich beim Pferd queroval als echofreier Bezirk darstellt. Iris und Ziliarkörper erscheinen echogen und können im Volumenbild beim Pferd nicht immer voneinander differenziert werden (LIST 2002). Beim Menschen lassen sich Iris und Ziliarkörper dreidimensional darstellen und voneinander abgrenzen (IEZZI et al. 1996; NELSON et al. 1999; SILVERMAN et al. 2001).

Durch Ausschneiden des Volumenbildes lässt sich der Kammerwinkel beim Vogel darstellen (REESE 1999).

Die Bulbuswand stellt sich als echoreicher Bezirk dar und es kann durch Drehung des dreidimensionalen Bildes die Sklera vom übrigen echoreichen retrobulbären Gewebe abgegrenzt werden (LIST 2002). Je nach Größe des Augapfels ist er im 3D-Bild jedoch nicht immer komplett darstellbar (DOWNEY et al. 1996; GRASBON et al. 2001).

Die Lider stellen sich dreidimensional als echoreiche Bezirke in unmittelbarer Nähe zur Ankopplungszone des Schallkopfes dar (LIST 2002; YAMAMOTO et al. 1984).

2.3.2 Pathologische Veränderungen des vorderen Augensegmentes und sonographische Darstellung

2.3.2.1 Bedeutung pathologischer Veränderungen

Das Auge stellt das primäre Sinnesorgan der Vögel dar. Der Verlust der Sehfähigkeit kann nicht vollständig von anderen Sinnesleistungen wie dem Gehör oder dem Tastsinn kompensiert werden. Auch sind vogelspezifische Verhaltensweisen wie die Fähigkeit zum Fliegen eng an die Funktionsfähigkeit der Augen gebunden. KORBEL (1994) konnte eine Inzidenz von Augenerkrankungen beim Vogelpatienten von 7,6 % feststellen.

2.3.2.2 Kornea und Sklera

Erkrankungen von Hornhaut und Sklera kommen nach KORBEL (1994) bei 16,9 % der Augenpatienten vor, wobei hauptsächlich Traumata und bakterielle Infektionen die Ursache dafür sind. MURPHY et al. (1982) konnten in einer Studie bei wildlebenden Greifvögeln bei 35 % der Vögel Veränderungen an der Kornea feststellen.

Eine Einteilung kann in angeborene Veränderungen, entzündliche und nicht entzündliche Keratopathien sowie in Neoplasien erfolgen (GILGER 2008).

1. Angeborene Veränderungen:

Im Falle eines **Keratoglobus** liegt eine Größenzunahme der vorderen Augenkammer mit Dickenverminderung der Hornhaut vor. Neben einer an das Z-Chromosomen gebundenen, rezessiv vererbten Form bei Hühnern, gibt es den Zustand auch bei Drucksteigerung im Auge

(BITGOOD und WHITLEY 1986; KORBEL und MAGGS 2012; KORBEL und MAGGS 2012; MODIS et al. 2005; SCHMIDT 1988).

Sonographisch stellt sich ein Keratoglobus zwei- und dreidimensional als Erweiterung der vorderen Augenkammer mit Verdünnung des Hornhautstromas und –epithels dar (BYRNE und GREEN 2002; REINSTEIN et al. 2009).

2. Entzündliche Keratopathien:

Sie lassen sich unterteilen in nicht-ulzerierende und ulzerierende Keratitiden, wobei es auch Überschneidungen gibt (MAGGS 2008).

Nicht-ulzerierende Keratitiden entstehen durch Traumata, mechanischen Irritationen, neurologischen Ausfällen, Intoxikationen wie zu hohen Ammoniakkonzentrationen in der Luft, durch Infektionen mit verschiedenen Bakterien, Pilzen oder Viren, wie Salmonellen, Mykoplasmen, Paramyxoviren oder Avipoxviren oder durch unbekannte Ursachen wie bei der einseitigen Keratitis bei Uhus und Waldkäuzen (KORBEL 1994; MARTIN 1995; SEIDEL 1988; WILLIAMS 1994). Symptome äußern sich in Ödembildung, Vaskularisation, Pigmentbildung, Narbenbildung, Lipidansammlung, Fibrose, Einwanderung von Leukozyten und schließlich Einschmelzung der Kornea (MAGGS 2008).

Mithilfe der Sonographie lassen sich milde Keratitiden nicht darstellen, höhergradige Keratitiden lassen sich zwei- und dreidimensional darstellen, wenn eine Dickenzunahme der Hornhaut vorliegt (GEVELHOFF 1996; LIST 2002; STROBEL 2010).

Ulzerierende Keratitiden sind definiert als Korneaveränderungen, bei denen es zu Verlust von Epithelzellen kommt. Ganz allgemein besteht die Ursache in zu starker Abnutzung der Kornea bei ungenügender Regeneration (MAGGS 2008). Ursachen eines Ulcus sind vielfältig und können durch Traumata, Fremdkörper, Insektenstiche, Chemische Noxen, Infektionen mit Bakterien, Pilzen, Viren wie Avipoxviren, einschmelzende Keratitiden, metabolische Störungen, Dystrophie oder idiopathisch entstehen (BUYUKMIHCI 1985; GILGER 2008; KARPINSKI 1983; KORBEL 1992; MARTIN 1995; SEIDEL 1988).

Im zweidimensionalen Ultraschall zeigt sich eine Dickenzunahme der Hornhaut bis auf den Bereich, in dem sich das Ulcus befindet. Hier scheint das Epithel sonographisch dünner zu sein

(CRONAU und GERHARDS 2004). Eine dreidimensionale sonographische Darstellung von ulzerierenden Keratitiden wird in der Literatur nicht beschrieben.

3. Nicht-entzündliche Keratopathien:

Sie können kristallartige Trübungen der Kornea zur Folge haben und durch Lipideinlagerungen aufgrund von Stoffwechselstörungen, durch Vitamin-A-Mangel, durch angeborene Dystrophien oder aufgrund von sekundärer Degeneration bei Entzündungen der Augen entstehen. Durch Schädigung der Kornea kann es auch zu Ödemen kommen (GILGER 2008; KORBEL 1992).

Beim Vogel ist die punktförmige Keratitis der Amazonas beschrieben. Sie ist nur vorübergehend und von unbekannter Ätiologie (KARPINSKI 1983).

Ödeme der Hornhaut stellen sich im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall hyperechogen als Dickenzunahme dar (CRONAU 2004; LIST 2002; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

4. Neoplasien:

Neoplasien der Hornhaut konnten von KORBEL (1994) nur in 1,5 % der Fällen von Hornhauterkrankungen nachgewiesen werden. Sie stellen beim Vogel die Ausnahme dar. In der Kleintiermedizin kann eine Einteilung in Dermoide, Pseudotumore und echte Tumore erfolgen. Neoplasien entstehen vor allem am Übergang von Sklera zur Kornea und kommen häufiger bei Pferd und Rind vor (MAGGS 2008; MARTIN 1995).

Neoplasien der Hornhaut stellen sich zwei- und dreidimensional als unregelmäßige hyperechogene Massen dar, welche bis in das Stroma der Kornea reichen können (BENTLEY et al. 2003; LIST 2002).

5. Pathologische Sklera-Veränderungen:

Veränderungen der Sklera sind beim Vogel sehr selten. KORBEL (1994) konnte nur bei 0,3 % der Patienten eine Veränderung in Zusammenhang mit einer okularen Mykose, einer Schussverletzung und einer Waldkauzkeratitis feststellen. Durch Traumata kann es auch im Bereich des Skleralringes zu Veränderungen kommen (MURPHY 1984). Beim Kleintier sind Episkleritiden und Skleritiden von Neoplasien zu unterscheiden (MAGGS 2008; MARTIN 1995).

Sonographisch stellt sich eine Skleritis im zweidimensionalen Ultraschall als Bulbuswandverbreiterung mit herabgesetzter Reflektivität dar. Sie kann sonographisch leicht mit

einem Tumor verwechselt werden (GUTHOFF 1988). Bei chronischen Entzündungen kann die Folge auch eine Verdünnung der Sklera sein (BYRNE und GREEN 2002). Melanome, welche durch die Sklera ziehen werden dreidimensional sonographisch von ROMERO, FINGER, et al. (1998) beschrieben.

2.3.2.3 Vordere und hintere Augenkammer

Durch Traumata, Fremdkörper oder entzündliche Prozesse, meist ausgehend von der Uvea kann es zu Vorkommen unphysiologischen Inhaltes in der vorderen Augenkammer kommen. Dabei handelt es sich am Häufigsten um Einblutungen, Fibrin, einen Fremdkörper, Trübungen oder ein Hypopyon (HENDRIX 2008; MURPHY 1984).

Blut in der vorderen Augenkammer, auch **Hyphaema** genannt, entsteht wenn Blutgefäße der Uvea oder Retina zerstört werden oder anormal geformt sind (HENDRIX 2008). Nach MURPHY (1984) stellen Einblutungen den häufigsten Befund im vorderen Augensegment bei Greifvögeln dar. Ursachen sind häufig Traumata, lokale Intoxikationen durch Bienenstiche, Entzündungen der Uvea, Gerinnungsstörungen, Neoplasien, Neovaskulisation, angeborene Anomalien bis hin zu chronischen Glaukomen (HENDRIX 2008; KORBEL 1994; SEIDEL 1988).

In der zwei- und dreidimensionalen Sonographie stellt sich Blut in der vorderen Augenkammer nur schwach echogen bis hypoechogen dar, wobei ältere Einblutungen auch stärker echogen sein und auch als diffuse Masse dargestellt werden können (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; SILVERMAN et al. 1995; STROBEL 2010).

Fibrinansammlungen in der vorderen Augenkammer können in Folge einer Uveitis entstehen oder durch Abbau von vorhandenem Blut, wobei durch niedrige fibrinolytische Aktivität beim Vogel die Fibrinkoagula auch sehr langsam abgebaut werden können (GYLSTORFF und GRIMM 1998; KORBEL und GRIMM 1989). Bei Infektionen mit Herpes-, Reo- und Paramyxoviren können ebenfalls fibrinöse Ergüsse in der vorderen Augenkammer beobachtet werden (KORBEL 1992).

Im zweidimensionalen Ultraschall stellt sich Fibrin als unregelmäßige echoreiche Schlieren und Stränge dar (DIETRICH 2006; STROBEL 2010). Mittels dreidimensionaler Sonographie lassen sich zusätzlich Verklebungsbezirke des Fibrins mit umliegenden Strukturen darstellen (LIST 2002).

Als **Hypopyon** wird die Ansammlung von neutrophilen Granulozyten und Fibrin in der vorderen Augenkammer bezeichnet (MARTIN 1995). Beschrieben sind Entstehungen durch vordere Uveitiden, Salmonellen- und Reovirusinfektionen (HENDRIX 2008; KORBEL 1992; KORBEL et al. 1996).

Sonographisch stellt sich ein Hypopyon zwei- und dreidimensional echoreich aus vielen Einzelpunkten bestehend oder als Masse dar (DIETRICH 2006; LIST 2002).

2.3.2.4 Uvea

Veränderungen der Uvea und der vorderen Augenkammer finden sich laut KORBEL (1994) bei 15,2 % der untersuchten Augenpatienten, wobei meistens Greifvögel betroffen sind und die Ursachen am häufigsten Traumata, bakterielle Infektionen und Pockenviruserkrankungen sind. MURPHY et al. (1982) konnte in einer Studie bei 10,4 % der Greifvögel Veränderungen an der Uvea feststellen.

1. Uveitis:

Eine Einteilung der Aderhautentzündungen kann je nach beteiligter Strukturen in eine Uveitis anterior (Iridozyklitis), Uveitis posterior (Choroiditis) und Panuveitis erfolgen (HENDRIX 2008).

Symptome einer Uveitis können Photophobie, Blepharospasmus, Schmerz, Miosis, Epiphora, Trübungen des Kammerwassers, Hypopyon, Hyphaema, episklerale Gefäßeinsprossung, erniedrigter intraokulärer Druck und Korneaödem sein. Im Folgenden kann es zu Synechien, Hyperpigmentationen der Iris, Irisschwellungen, Formveränderungen der Pupille, Glaukomen, Katarakten und Netzhautödemen oder –ablösungen kommen (MILLER 2008; SEIDEL 1988; WILLIAMS 1994).

Uveitiden können selbstständig von der Uvea ausgehen oder durch Erkrankungen, die auf die Uvea übergreifen entstehen (HENDRIX 2008).

Ursachen einer Uveitis sind vielseitig und reichen von Traumata und Infektionen mit Pilzen, Bakterien wie Salmonellen, Viren wie Herpes-, Picorna-, Reo-, Paramyxovirus, Flavi- und Avipoxviren, Parasiten und Protozoen bis hin zu Fremdkörpern, Neoplasien, metabolischen Störungen, Toxinen oder systemischem Überdruck (GYLSTORFF und GRIMM 1998; HENDRIX 2008; KORBEL 1992; MILLER 2008; PAULI et al. 2007).

Sonographisch lässt sich eine Uveitis zweidimensional als Dickenzunahme von Iris und Ziliarkörper darstellen, wobei sich auch die Linsenkapsel verschwommen darstellen kann (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; WILLIAMS et al. 1995). Im dreidimensionalen Ultraschall

lässt sich zusätzlich die Ausdehnung der Dickenzunahme darstellen (SILVERMAN et al. 1995). Die Darstellung der Begleitsymptome einer Uveitis werden hier nicht erneut beschrieben.

2. Synechien:

Als Synechie wird die Verklebung der Iris entweder mit dem Korneaendothel (vordere Synechie) oder mit der vorderen Linsenkapsel (hintere Synechie) bezeichnet (MARTIN 1995; MILLER 2008). Meist entstehen Synechien in Folge einer Uveitis oder durch Traumata (KORBEL 1992; MILLER 2008; MURPHY 1984).

Durch hintere Synechien kommt es meist zu Schädigungen des Pupillenrandes und somit zu einer irregulären Pupillenform (MILLER 2008).

Falls eine hintere Synechie die komplette Pupille umfasst, entsteht eine **Iris bombata** (Iris bombé). Kammerwasser kann von der hinteren Augenkammer nicht mehr über die Pupille in die vordere Augenkammer abfließen und sammelt sich im Raum zwischen Irishinterfläche und Linsenvorderfläche an. Durch den zunehmenden Druck wird die Iris immer stärker vorgewölbt und beim Kleintier sind sekundäre Glaukome die Folge. Auch bei einer vorderen Synechie kann durch Verlegung des Kammerwinkelabflusses beim Kleintier ein sekundäres Glaukom die Folge sein (MILLER 2008).

Im zweidimensionalen Ultraschall stellt sich eine vordere Synechie als hyperechogene Linie der Iris dar, welche an das Korneaendothel zieht (CRONAU 2004). Eine hintere Synechie ist beim Vogel aufgrund der kleinen hinteren Augenkammer schwierig darzustellen, Linsenvorderfläche und Iris erscheinen aber verstärkt hyperechoisch (STROBEL 2010). Bei einer Iris bombata erscheinen Linsenvorderfläche und Iris verdickt, im zentralen Bereich miteinander verklebt und ein anechogener Raum befindet sich zwischen ihnen, welches die hintere Augenkammer darstellt (CRONAU und GERHARDS 2004). Auch dreidimensional lassen sich hintere und vordere Synechien sonographisch darstellen (CUSUMANO et al. 1998; LIST 2002; REESE 1999).

3. Zysten und Neoplasien:

Nach HENDRIX (2008) und MILLER (2008) können **Iriszysten** angeboren sein oder sekundär nach Entzündungen entstehen. Sie bestehen aus stark pigmentierten Epithelzellen, können evtl. sekretorische Aktivität aufweisen und entspringen kaudal der Iris oder am Ziliarkörper, am hinteren Irisepithel, am Pupillenrand oder befinden sich frei in der vorderen und hinteren Augenkammer. Sie kommen einzeln oder multipel, uni- oder bilateral vor und haben

unterschiedliche Form und Größe. Falls die Iriszysten zu groß werden können sie auch die Sicht einschränken, eine Trübung der Kornea, Pigmentation der Linsenkapsel, Einschränkung der Irisfunktion oder Kammerwasserabflussstörungen verursachen.

MURPHY (1984) und KORBEL (1994) konnten bei je einem Wildvogel als Zufallsbefund eine Iriszyste feststellen.

Im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall stellen sich die Zysten mit hyperechogener Kapsel und hypoechogenen Inhalt dar, welche in die vordere Augenkammer ragen können (BYRNE und GREEN 2002; DIETRICH 2006; IEZZI et al. 1996).

Neoplasien der Uvea sind beim Vogel sehr selten (SEIDEL 1988). KORBEL (1994) konnte nur bei 1,6 % der Augenpatienten Neoplasien der Uvea feststellen. Tumore lassen sich in primäre und sekundäre Tumore nach Metastasierung einteilen. Die häufigsten Tumore bei Vögeln stellen Melanome dar, beim Kleintier sind auch Adenome und Adenokarzinome beschrieben. Sie gehen vor allem von den pigmentierten Zellen der Iris und des Ziliarkörpers aus (HENDRIX 2008; MILLER 2008; MURPHY 1984).

Mittels zweidimensionaler Sonographie lassen sich Neoplasien als umschriebene Zubildungen geringer bis mittlerer Echogenität mit homogenem Inhalt darstellen (BOROFFKA et al. 2007; BYRNE und GREEN 2002; DIETRICH 2006; DZIEZYC et al. 1986). Mittels dreidimensionaler Sonographie können Neoplasien zusätzlich in ihrem ganzen Ausmaß dargestellt werden (CUSUMANO et al. 1998; IEZZI et al. 1996; ROMERO, FINGER, et al. 1998).

4. Sonstige Veränderungen:

Durch eine Hypo- und später Aplasie der Iris kann es zu **Iriskolobomen** kommen. Die Veränderungen sind entweder angeboren, oder entstehen sekundär durch chronische Glaukome, Uveitiden, Traumata oder im Alter. Symptome sind Löcher und Spalten in der Iris, ausgefranzte Pupillenränder, Anisokorie bis hin zum Verlust des Pupillarreflexes (HENDRIX 2008; MILLER 2008). Beim Vogel sind unter anderem beim Greifvogel Kolobome beschrieben (GYLSTORFF und GRIMM 1998; SEIDEL 1988).

Im zweidimensionalen Ultraschall lassen sich die Läsionen als hypoechogene Löcher in der Iris darstellen (BYRNE und GREEN 2002). Zur dreidimensionalen Darstellbarkeit im Ultraschall liegen in der Literatur keine Informationen vor.

Eine **Iridodialysis** bezeichnet die Ablösung der Iris vom Ziliarkörper (MARTIN 1995). Ursachen dafür sind in den meisten Fällen Traumata, es werden aber auch Ablösungen bei Glaukomoperationen beobachtet. Zerreißen der Iris durch Fremdkörper werden beim Greifvogel regelmäßig beobachtet (BUYUKMIHCI 1985; MURPHY 1984).

Je nach Ausmaß der Zerreißen lässt sich die Iridodialysis im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall als hyperechoische Struktur darstellen, die in die vordere Augenkammer reicht (BYRNE und GREEN 2002; CUSUMANO et al. 1998).

Fremdkörper lassen sich je nach ihrer Dichte und Oberfläche als hyperechoische Gebilde mit mehr oder weniger starker Ausprägung eines Schallschattens oder Kometenschweifes darstellen (BYRNE und GREEN 2002; WILLIAMS et al. 1995). Dreidimensional kann sonographisch der genaue Kontakt zu den umliegenden Strukturen, sowie Größe und Ausdehnung des Fremdkörpers dargestellt werden (IEZZI et al. 1996; NÉMETH und SÜVEGES 1998).

2.3.2.5 Linse

Erkrankungen der Linse wurden von KORBEL (1994) bei 11,3 % der Vögeln mit Augenerkrankungen festgestellt. In knapp der Hälfte der Fälle konnte die Ätiologie der Linsenerkrankungen nicht geklärt werden, ansonsten waren oftmals bakterielle Infektionen, Traumata und Infektionen mit Avipoxviren die Ursache. Wichtige Erkrankungen bei Vögeln stellen Katarakte, Dislokationen der Linse und Kapselrupturen dar. In einer Studie über wildlebende Greifvögel lag die Inzidenz für Erkrankungen der Linse sogar bei 28,6 % (LABELLE et al. 2012).

1. Katarakt:

Der Begriff der Katarakt umfasst eine Reihe von okulären Erkrankungen, welche mit Trübungen der Linse oder ihrer Kapsel einhergehen. Die Trübungen können dabei unterschiedliche Größe, Form, Lokalisationen, Ätiologie, Alter und Fortschreitungsgrade aufweisen (OFRI 2008).

Katarakte werden beim Vogel regelmäßig beobachtet (BUYUKMIHCI 1985; WILLIAMS 1994) und konnten von MURPHY et al. (1982) bei 10,4 % der untersuchten Greifvögel gefunden werden.

Eine Einteilung der Katarakte erfolgt beim Säugetier in Reifegrad (Cataracta incipient, C. immatura, C. matura, C. hypermatura), Lokalisation (Cataracta capsularis, C. subcapsularis, C. polaris anterior et posterior, C. nuclearis), Konsistenz (flüssig, weich, hart) oder Ätiologie

(congenital, degenerativ, traumatisch). Beim Fortschreiten einer Katarakt kann es auch zur Schrumpfung der Linse (Linsenpyknose) kommen (OFRI 2008). Beim Vogel erfolgt die Einteilung nach MURPHY (1984) und GYLSTORFF und GRIMM (1998) in eine juvenile, senile und traumatische Katarakt.

Eine juvenile Katarakt wird vor allem bei Eulen beobachtet, ihre Ursache ist meist unbekannt, sie kann im Laufe des Wachstums aber auch wieder verschwinden (GYLSTORFF und GRIMM 1998; MURPHY et al. 1982). Nesthocker werden allgemein mit einer transienten Katarakt geboren, welche durch Glykogeneinlagerungen bedingt ist und im Alter verschwindet (LO et al. 1993).

Die senile Katarakt wird vor allem bei in Gefangenschaft gehaltenen Vögeln wie alten Wanderfalken, tagaktiven Greifvögeln, Kanarienvögeln, Psittaciden, Enten und vielen anderen Vögeln vorgefunden (MURPHY 1984; SEIDEL 1988).

Traumatische Katarakte sind vor allem bei Wildvögeln zu finden, wobei hier vor allem Eulenvögel betroffen sind (MURPHY et al. 1982).

Ursachen einer Katarakt sind wie oben beschrieben Traumata, aber auch Infektionen mit Salmonellen, Picorna- oder Paramyxoviren, Diabetes, Vitaminmangel, Alter oder eine erbliche Komponente, welche beim Kanarienvogel und Ara beschrieben ist (GYLSTORFF und GRIMM 1998; KORBEL 1992; KORBEL et al. 1996; LAWTON 1993; MURPHY et al. 1982; SEIDEL 1988).

Eine Katarakt lässt sich im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall durch erhöhte Echogenität von Linsenkapsel oder Stroma darstellen (KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN 1991; LIST 2002; STROBEL 2010). Zudem sind durch die Trübung auch die Ränder der Linse im Schall sichtbar, jedoch teilweise auch unscharf begrenzt (POULSEN NAUTRUP et al. 1998; WILLIAMS et al. 1995). Einen Zusammenhang zwischen zunehmender Echogenität der Linse mit Fortschreiten der Katarakt konnte von SCOTTY et al. (2004) herausgefunden werden. Eine Schrumpfung der Linse (**Linsenpyknose**) konnte von STROBEL (2010) zweidimensional dargestellt werden, für die dreidimensionale Sonographie liegen keine Informationen in der Literatur vor.

2. Dislokation der Linse:

Verlagerungen der Linse werden als Subluxationen (teilweise Lageveränderung) und Luxationen (vollständige Lageveränderung) bezeichnet. Die Linse kann in die vordere Augenkammer dislozieren (Luxatio lentis anterior) oder in den Glaskörperraum (Luxatio lentis posterior) (DAVIDSON und NELMS 2008).

Durch die stabile Verankerung der Linse durch Ziliarkörperfortsätze kommt es beim Vogel eher selten zu Luxationen oder Subluxationen (KORBEL 2001), jedoch konnte MURPHY et al. (1982) bei 7,4 % der untersuchten Greifvögel Luxationen der Linse beobachten.

Symptome einer Luxation oder Subluxation sind Hyphaema, Linsenbewegung (Linsenschlottern) und die Darstellbarkeit der Ziliarkörperfortsatzspitzen an der Linsenperipherie, welche sich als dunkel pigmentiertes Band darstellen. Bei einer Luxatio lentis anterior kommt es zu einer Verlagerung der Iris nach posterior, wodurch die vordere Augenkammer sehr tief erscheint. Durch den Lupeneffekt lassen sich Irisstrukturen und Pupillenöffnung vergrößert darstellen (KORBEL 2001). Durch Verlegung des Filtrationswinkels mit der Linse kann es infolge einer anterioren Luxation zu einem Sekundärglaukom kommen, wohingegen posteriore Luxationen ungefährlicher sind (DAVIDSON und NELMS 2008).

Ursachen sind beim Vogel in den meisten Fällen massive Traumata, wobei beim Kleintier auch angeborene Veränderungen oder Glaukome in Frage kommen (DAVIDSON und NELMS 2008; KORBEL 2001; SEIDEL 1988).

Im zweidimensionalen Ultraschall lässt sich eine Subluxation dezent durch einen Spalt zwischen Iris und Linse darstellen (POULSEN NAUTRUP et al. 1998). Eine anteriore Luxation der Linse ist durch eine veränderte Tiefe der vorderen Augenkammer und durch die hyperreflektiven Ränder der Linse in der vorderen Augenkammer und der Pupille liegend gekennzeichnet (DIETRICH 2006; GUMPENBERGER und KOLM 2006). Bei einer posterioren Luxation stellen sich die Ränder der Linse hyperechogen im Glaskörperraum liegend dar (WILLIAMS et al. 1995). Auch dreidimensional lassen sich vordere und hintere Luxationen sowie Subluxationen darstellen (FORTE et al. 2009; LIST 2002; YAMAMOTO et al. 1986).

3. Kapselruptur:

Ursachen einer Linsenkapselruptur können Traumata, Katarakte oder eine länger bestehende Luxation der Linse sein. Linsenprotein wird vom Körper als fremd erkannt und löst eine linseninduzierte bzw. phakolytische Uveitis oder Endophthalmitis aus (KORBEL 2001; OFRI

2008). ANDERSON und BUYUKMIHCI (1983) konnten eine Endophthalmitis phacoanaphylactica durch vorangegangene Linsenluxation beim Vogel nachweisen. BUYUKMIHCI (1985) konnte in einer Studie bei 5,4 % der untersuchten Greifvögel eine Linsenruptur feststellen.

Mittels zweidimensionaler Sonographie ist eine irreguläre Kontur der Linsenkapsel erkennbar. Mittel- bis starkechogenes kristallartiges Material ist im Bereich der Rupturstelle der Linse sonographisch darstellbar (BYRNE und GREEN 2002; STROBEL 2010). Für die dreidimensionale Sonographie liegen in der Literatur keine Daten vor.

2.3.2.6 Pathologische Veränderungen des gesamten Bulbus

1. Endophthalmitis und Panophthalmitis:

Eine Endophthalmitis stellt die Entzündung des gesamten inneren Auges dar, wohingegen bei der Panophthalmitis eine generalisierte Entzündung des Auges mit Einbeziehung orbitaler Strukturen vorliegt (MARTIN 1995). Bei Vögeln kann die Ursache in Infektionen mit Bakterien wie Salmonellen oder Mykobakterien, Pilzen, Viren wie Avipoxviren, Verletzungen des Auges oder vorangegangene Linsenluxationen mit Auflösung der Linse liegen (ANDERSON und BUYUKMIHCI 1983; GYLSTORFF und GRIMM 1998; KARPINSKI 1983; KORBEL 1992).

Entzündungen des gesamten Auges kommen beim Vogel nur unregelmäßig vor, konnten in einer Greifvogelstudie aber bei 6,7 % der Patienten nachgewiesen werden (MURPHY et al. 1982; MURPHY 1984).

Mittels der zweidimensionalen Sonographie lassen sich bei einer Endophthalmitis unterschiedliche sonographische Befunde wie Trübung der intraokularen Strukturen, generelle echographisch sichtbare Strukturierung des Glaskörperraumes, Ödembildung und Dickenzunahme der Bulbuswandschichten erheben. Bei einer Panophthalmitis sind zudem Veränderungen der Sklera, Episklera und des Retrobulbärraumes sonographisch darstellbar (BYRNE und GREEN 2002; GUTHOFF 1988). Mittels dreidimensionaler Sonographie lassen sich zusätzliche Befunde wie wabiger Umbau des Glaskörperraumes, gesteigerte Echogenität und ein nicht mehr Vorhandensein der vorderen Augenkammer finden (LIST 2002).

2. Größenveränderungen:

Eine Vergrößerung des gesamten Augapfels wird als **Buphthalmus** bezeichnet. Eine abnorme angeborene Verkleinerung bezeichnet man als **Mikrophthalmie**, eine Schrumpfung nach starker Entzündung oder Trauma heißt **Phthisis bulbi** (MARTIN 1995; MILLER 2008).

Ursachen einer Vergrößerung des Bulbus sind in den meisten Fällen Druckanstiege im Auge (MILLER 2008).

Eine Verkleinerung des Augapfels stellt die häufigste angeborene Missbildung bei Vögeln dar und geht mit erheblicher Desorganisation des Augengewebes einher (BUYUKMIHCI et al. 1988; WILLIAMS 1994). Ursachen können aber auch neonatale Traumata darstellen (MURPHY 1984).

Mittels zwei- und dreidimensionalem Ultraschall kann ein Buphthalmus durch Vergrößerung des Augapfels anhand eines vergrößerten Augendurchmessers dargestellt werden (LIST 2002; SCOTTY et al. 2004).

Im zweidimensionalen Ultraschall lassen sich bei einem angeborenen Mikrophthalmus eine axiale Verkürzung des Bulbus, häufige Missbildungen intraokulärer Strukturen wie Kolobome und Zysten im Orbitaraum darstellen. Bei einer erworbenen Phthisis bulbi kommt es sonographisch zu einer Verkleinerung des Bulbus bei gleichzeitiger Zunahme der Bulbuswandstärke, wobei der Großteil durch Sklera und Aderhaut gebildet wird (CRONAU 2004; GUTHOFF 1988). Auch mittels dreidimensionaler Sonographie können diese Befunde erhoben werden (LIST 2002).

3. Glaukom:

Als Glaukom wird der krankhaft erhöhte Augeninnendruck bezeichnet (MARTIN 1995). Symptome und Folgen können neben dem erhöhten intraokulären Druck (IOP), Schmerzen, Blepharospasmus, Gefäßeinsprossung, Korneaödem, Buphthalmus, vertiefte oder flache vordere Augenkammer, dilatierte Pupille, Linsenluxation, Funktionseinschränkung von Sehnerv und Netzhaut und schließlich Blindheit darstellen (GELATT et al. 2008; MILLER 2008).

Als Ursachen beim Vogel sind Traumata, Hyphaema, iatrogene Folgen nach Kataraktoperationen, genetische Ursachen, Entzündungen des Auges, hintere und vordere Synechien, Zubildungen im Auge und Linsenluxationen beschrieben (BUYUKMIHCI 1985; GYLSTORFF und GRIMM 1998; KORBEL 2001; LAWTON 1993; MILLER 2008).

Im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall erkennt man eine Vergrößerung des Bulbus mit Vertiefung oder Abflachung der vorderen Augenkammer und eventuell eine Verdickung von Linsenkapsel, Retina, Sklera, Hornhaut oder Choroidea (BYRNE und GREEN 2002; LIST 2002; POULSEN NAUTRUP et al. 1998).

2.4 Pathologisch-anatomische Untersuchung des Auges

In der Literatur finden sich bereits ausführliche Untersuchungen zur postmortalen Dokumentation von okularen Strukturen (RAVELHOFER 1985). Es soll deshalb im Folgenden nur ein kurzer Überblick gegeben werden.

Die Fotografie stellt in der Human-, aber auch Vogelmedizin ein wichtiges Bindeglied zwischen Wissenschaft und Praxis dar und hat die wichtige Aufgabe der Dokumentation, Instruktion, Kommunikation und Illustration (BENGEL 1994; KORBEL 1990).

2.4.1 Vorbereitung der Augen

1. Entnahme:

In der Literatur stehen verschiedene Methoden zur Eukleation von Vogelaugen zur Verfügung, wobei der Zugang zum Auge entweder transaural oder lateral erfolgen kann (KERN 2008; MURPHY et al. 1983). SAUNDERS und RUBIN (1975) beschreiben beim Säugetier die Eukleationstechniken an euthanasierten und narkotisierten Tieren und SLATTER (2008) zeigt mittels der lateralen und transpalpebralen Methode weitere Techniken zur Bulbusextirpation. Eine Kombination der genannten Methoden wird von RAVELHOFER (1985) beschrieben.

2. Fixation:

Die enukleierten Augen müssen alsbald von anhaftenden extraokulären Geweben freipräpariert werden und in 10 %igem gepufferten Formalin fixiert werden (RAVELHOFER 1985; SAUNDERS und RUBIN 1975). Dabei ist es wichtig die vordere Augenkammer mittels Parazentese mit Formalin aufzufüllen, da es sonst zu einem Kollabieren der vorderen Augenkammer kommen kann (RAVELHOFER 1985). Die Dauer, welche nötig ist, bis das Auge komplett durchfixiert ist,

hängt von der Größe des Auges ab und beträgt einige Stunden bis maximal 48 Stunden (WERTHER et al. 2011).

3. Kallotierung:

Für die Kallotierung der Bulbi von Vögeln finden sich in der Literatur mehrere Angaben. RAVELHOFER (1985) beschreibt eine annähernd vertikale Schnitfführung, bei der das Auge in eine kleinere dorso-temporale und eine größere ventro-nasale Hälfte geteilt wird (Vergleiche Abb. 5 OD). CANDIOTO et al. (2011) beschreiben in Anlehnung an EHRENHOFER (2001) zusätzlich eine nahezu horizontale Schnitfführung, bei der das Auge in eine größere dorso-nasale und eine kleinere ventro-temporale Hälfte geteilt wird (Vergleiche Abb. 5 OS). Bei dieser Schnitfführung bleibt der Augenfächer unverletzt und befindet sich in der ventro-temporalen Bulbushälfte.

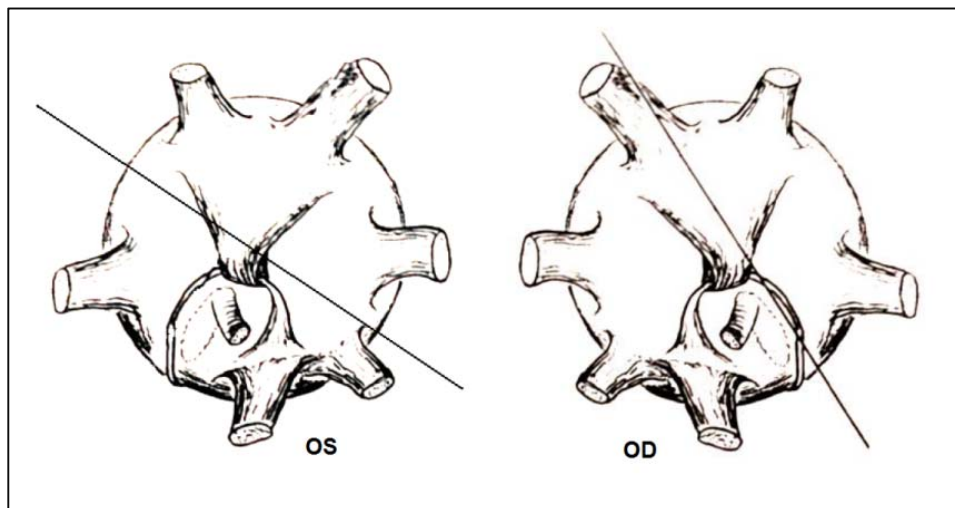


Abbildung 5: verschiedene Schnitfführungen zur Bulbuskallotierung

OS: Oculus sinister, linkes Auge, annähernd horizontale Schnitfführung; OD: Oculus dexter, rechtes Auge, annähernd vertikale Schnitfführung, (nach SLONAKER (1918), KORBEL (1994) und CANDIOTO et al. (2011)).

2.4.2 Die fotografische Dokumentation

1. Grundlagen:

Die verschiedenen Techniken zur ophthalmologischen Fotografie bei Vögeln wurden von KORBEL (1994) etabliert.

Es sollten bei der fotografischen Dokumentation prinzipielle Gesichtspunkte beachtet werden: die Aufnahmen sollten reproduzierbar unter standardisierten Bedingungen angefertigt werden, der Bildinhalt sollte wenn möglich weitestgehend reduziert werden, der Hintergrund sollte nicht vom Bildinhalt ablenken und Objekte müssen vom Betrachter ganzheitlich wahrgenommen werden können (BENGEL 1994; KORBEL 1994).

Für die Makrofotografie haben sich eine Kleinbild-Spiegelreflexkamera mit Makroobjektiv, welches Abbildungsmaßstäbe bis 1:1 abdeckt und eine Kombination von Ring- und Servoblitzgeräten bewährt (BENGEL 1994; KORBEL 1990).

Das Objekt des Interesses sollte sich beim Fotografieren möglichst in der Bildmitte befinden und unwichtige oder störende Details sollten an den Bildrand geordnet werden. Eine achsengerechte Fotografie sollte angestrebt werden (BENGEL 1994).

Bei der Fotografie des gewünschten Objektes muss auf die korrekte Belichtung großen Wert gelegt werden. Überbelichtung und Unterbelichtung müssen durch richtiges Einstellen der Blende, welche die einfallende Lichtmenge reguliert, verhindert werden. Die Veränderung der Blendenöffnung wirkt sich dabei nicht nur auf die Bildhelligkeit, sondern auch auf die Schärfentiefe aus. Es ist zusätzlich zu beachten, dass die Helligkeit eines Objektes mit dem Abstand zur Kamera korreliert. Bei verdoppeltem Abstand zum Objekt kommt es zu einer vierfachen Abnahme des Lichtes. (BENGEL 1984; SNOW 2009).

Die Zone der Schärfentiefe kann als die Zone betrachtet werden, bei der es zu Unschärfen kommt, welche das Auge noch als ausreichend scharf wahrnimmt (BENGEL 1994). In dieser Zone wird das abzubildende Objekt in der Tiefe seiner räumlichen Ausdehnung ausreichend weit scharf dargestellt und gleichzeitig vom Hintergrund abgehoben, also freigestellt. Abhängig ist die Schärfentiefe vom Abbildungsmaßstab und der Blendenöffnung, wobei als Faustregel gelten kann, dass eine kleine Blendenöffnung eine große Tiefenschärfe und umgekehrt eine große Blendenöffnung eine kleine Tiefenschärfe zur Folge hat. Im Nahbereich liegen etwa 50 % des Schärferraumes vor und hinter der Einstellebene (BENGEL 1994; KORBEL 1990).

Das Mittel der Wahl zur Beleuchtung stellt die Blitzbeleuchtung dar, da mit konstanten Fotoleuchten eine Farbverschiebung nach rot und eine Wärmeentwicklung zu erwarten ist (KORBEL 1990). Die zangenförmige Anordnung zweier Blitzgeräte ermöglicht plastische und

kontrastreiche Aufnahmen. Die Blitze sollten nahe der optischen Achse platziert werden und rotieren können, um Schattenbildungen zu vermeiden (BENGEL 1994).

2. Fotografie kallotierter Augen:

Um Reflexionen zu vermeiden, müssen die kallotierten Bulbi mit Wasser aufgefüllt werden und mittels vertikaler Aufnahmerichtung fotografiert werden. Der Augapfel sollte dabei um 10 – 15 cm erhöht vor einem einfarbigen Hintergrund positioniert werden. Einerseits soll so der Hintergrund nicht vom Präparat ablenken, andererseits wird durch die Erhöhung des Objektes eine Isolierung vom Hintergrund und damit eine Freistellung erzielt. Der Hintergrund verschwindet in der Unschärfezone und es kann eine schattenfreie Aufnahme entstehen. Die Ausleuchtung der Blitze orientiert sich an der Beschaffenheit des Auges und muss anhand verschiedener Versuchsreihen getestet werden (KORBEL 1990; RAVELHOFER 1985).

3. MATERIAL UND METHODEN

3.1 Material

3.1.1 Probanden

Für diese Arbeit wurden im Zeitraum von Januar 2011 bis April 2012 die Augen von 91 Vögeln aus 13 verschiedenen Ordnungen mittels dreidimensionaler Sonographie untersucht. Es handelte sich dabei um Patienten, die an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische behandelt wurden, sowie um Vögel aus verschiedenen Auffangstationen, einem zoologischen Garten und einer Straußenfarm.

Der Schwerpunkt der Arbeit wurde auf die Untersuchung von Vögeln mit Augenveränderungen gelegt, wobei das gesunde Partnerauge zu Vergleichszwecken teilweise mituntersucht wurde.

Es handelte sich bei den Vögeln um 25 verschiedene Arten aus 13 Ordnungen, wobei der Mäusebussard (*Buteo buteo*) mit 18 Vertretern die am häufigsten untersuchte Art darstellte.

In der folgenden Tabelle (Nr. 1) sind die untersuchten Vogelarten, sortiert nach Ordnung, die Anzahl der Individuen und falls bekannt, das Geschlecht zusammengefasst.

Tabelle 1: Probanden und Artenverteilung

	gesamt	männlich	weiblich	un- bestimmt
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	1	1	0	0

(Buteo lagopus, PONTOPPIDAN 1763)				
Sperber (Accipiter nisus, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Falconiformes	6			
Turmfalke (Falco tinnunculus, LINNAEUS 1758)	5	0	0	5
Merlin (Falco columbarius, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Strigiformes	9			
Waldkauz (Strix aluco, LINNAEUS 1758)	6	0	1	5
Uhu (Bubo bubo, LINNAEUS 1758)	2	1	0	1
Sumpfohreule (Asio flammeus, PONTOPPIDAN 1763)	1	0	0	1
Psittaciformes	17			
Kongo-Graupapagei (Psittacus erithacus erithacus, LINNAEUS 1758)	11	5	4	2
Blaustirnamazone (Amazona aestiva, LINNAEUS 1758)	3	0	0	3
Nymphensittich (Nymphicus hollandicus, LINNAEUS 1758)	2	1	1	0
Rotkopfkunure (Aratinga mitrata, VON SPIX 1824)	1	0	0	1

Anseriformes	7			
Hausgans (Anser anser domesticus, LINNAEUS 1758)	6	4	2	0
Stockente (Anas platyrhynchos, LINNAEUS 1758)	1	1	0	0
Galliformes	12			
Haushuhn (Gallus gallus domesticus, LINNAEUS 1758)	12	0	12	0
Columbiformes	4			
Taube (Columba livia, GMELIN 1789)	4	0	0	4
Passeriformes	3			
Buchfink (Fringilla coelebs, LINNAEUS 1758)	1	1	0	0
Rabenkrähe (Corvus corone corone, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Rauchschwalbe (Hirundo rustica, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Cuculiformes	1			
Kuckuck (Cuculus canorus, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Piciformes	1			
Grünspecht (Picus viridis, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1

Ciconiiformes	7			
Roter Sichler (Eudocimus ruber, LINNAEUS 1758)	7	0	0	7
Charadriiformes	1			
Waldschnepfe (Scolopax rusticola, LINNAEUS 1758)	1	0	0	1
Struthioniformes	2			
Strauß (Struthio camelus, LINNAEUS 1758)	2	0	0	2
gesamt	91			

Augenveränderungen wurden bei 78,0 % (n=71) der Probanden festgestellt, wobei die Veränderungen in 52,1 % (n=37) der Fälle beide Augen betrafen. Es handelte sich insgesamt also um 108 veränderte Augen.

Veränderungen, welche ausschließlich das vordere Augensegment betrafen, konnten bei 17,6 % (n=19) der Augen beobachtet werden, Veränderungen, welche ausschließlich das hintere Augensegment betrafen, wurden bei 46,3 % (n=50) der Augen festgestellt.

Bei 36,1 % (n=39) der Augen konnten Veränderungen an den Augen festgestellt werden, die das vordere und das hintere Augensegment betrafen.

Die vorliegende Studie beschreibt ausschließlich das vordere Augensegment, in einer Studie von LIEPERT (2013) werden Bulbus und das hintere Augensegment behandelt.

3.1.2 Material für die ophthalmologische Untersuchung

1. Spaltlampe:

Es handelte sich bei der verwendeten Spaltlampe um das Fabrikat Kowa SL 15 (Fa. Kowa, Tokio (Japan)). Die Untersuchung des Auges konnte bei 10- und 16facher Vergrößerung und drei verschiedenen Lichtintensitäten, sowie mittels Cobalt-Blaufilter erfolgen. Ebenfalls war die Spaltenbreite variierbar zwischen 0,1, 0,2 und 0,8 mm.

2. Diaskleralkegel:

Der verwendete Diaskleralkegel wurde zusammen mit dem Otoskop Heine Beta NT 3,5V (Fa. Heine, Herrsching (Deutschland)) für die direkte Untersuchung des vorderen und hinteren Augensegmentes verwendet. Durch die Patientenlinse kam es zu einer 5 - 7 fachen Vergrößerung der Strukturen im hinteren Augensegment, daher war nur ein kleiner Teil des Augenhintergrundes einsehbar.

3. Kopfbandophthalmoskop:

Die indirekte binokulare ophthalmoskopische Untersuchung wurde mittels Kopfbandophthalmoskop Heine Omega 100 (Fa. Heine, Herrsching (Deutschland)) in Verbindung mit Ophthalmoskopierlupen durchgeführt. Es waren drei unterschiedliche Lichtintensitäten bzw. unterschiedliche Lichtkegeldurchmesser und drei verschiedene Lichtfarben (weiß, grün, blau) einstellbar.

4. Ophthalmoskopierlupen:

Für die indirekte Ophthalmoskopie wurden Linsen „Double Aspheric“ (Fa. Volk Optical Inc. Mentor (USA)) mit verschiedener Brechkraft von 30 bis 90 Dioptrien und Clear View ® - Linsenvergütung benötigt. Durch die Brechung der Ophthalmoskopierlupen konnte ein größerer Ausschnitt des hinteren Augensegmentes dargestellt werden. Die Dioptrienzahlen der Linsen richteten sich dabei nach der Größe des Vogelauges, bei größeren Vogelaugen wurden Linsen mit einer niedrigeren Dioptrienzahl verwendet, bei kleineren Vogelaugen verwendete man Linsen mit einer höheren Dioptrienzahl. Eine Auswahl an verwendeten Dioptrienzahlen zeigt Tabelle 2.

Das dargestellte Bild des Augenhintergrundes stellte sich durch die Verwendung von Ophthalmoskopierlupen spiegelverkehrt und auf dem Kopf stehend dar.

Tabelle 2: verwendete Dioptrienzahl für die indirekte Ophthalmoskopie

Tierart	Dioptrienzahl
Mäusebussard	30
Huhn	78
Taube	90

5. Tonometer:

Zur Ermittlung des Augeninnendruckes (IOD) wurde das Tonometer Tono-Pen® XL (Mentor Corporation, Santa Barbara (USA)) oder das Tonometer Tonovet (Fa. Acrivet, Heningsdorf, (Deutschland)) verwendet.

6. Funduskamera:

Zur fotografischen Dokumentation ungewöhnlicher oder stark ausgeprägter pathologischer Veränderungen des vorderen oder hinteren Augensegmentes wurden bei einigen Probanden Aufnahmen mit der Kamera GENESIS, Kowa Handheld Fundus Camera (Fa. Eickemeyer, Tutlingen (Deutschland)) angefertigt.

7. Fluoreszeintest:

Bei Vögeln, bei denen der Verdacht auf Defekte in der Hornhaut bestand, wurde die Kornea vor der Augenultraschalluntersuchung mit steriler Fluoreszein-Lösung SE Thilo (Fa. Alcon Pharma GmbH, Wien (Österreich)) angefärbt, um gegebenenfalls Defekte in der Hornhaut zu lokalisieren und nachzuweisen.

3.1.3 Material für die sonographische Untersuchung**1. Ultraschallgerät:**

Die Ultraschalluntersuchungen erfolgten mit dem portablen Fabrikat Voluson i (Fa. GE (General Electrics) Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen (Deutschland)). Dabei handelte es sich um ein mobiles Gerät im Laptopformat. Mit diesem Gerät bestand die Möglichkeit zur Ultraschalluntersuchung im B-Mode, M-Mode, Volumen-Mode und es besaß Dopplerfunktionen (CFM, PW-Doppler).

Für die Bildverarbeitung standen verschiedene Verarbeitungstechnologien wie CRI (Compound Resolution Imaging) und SRI2 (Speckle Reduction Imaging) zur Verfügung.

Die Bildanzeige war aus 256 Graustufen aufgebaut. Es bestand die Möglichkeit einen bis drei Foci, verschiedene Zoomfunktionen, Messfunktionen, verschiedene Frequenzstufen und verschiedene Eindringtiefen zu wählen. Auch bestand die Möglichkeit zum Preprocessing mithilfe von Gain, TGC, PRF, Dynamik oder Enhancement.

Im Volumenmodus konnte zwischen verschiedenen Akquisitionen (3D-Schnittebenen, 3D-Rendering und 4D-Echtzeit-Akquisition) und weiteren Volumenmodi wie Oberflächenmodus, Transparenzmodus, Nische-Darstellung, Tomografische-Darstellung und Volumenberechnung gewählt werden. Auch konnte bei den Volumendatensätzen anschließend Kontrast, Helligkeit, Grau- und Farbskala, Schwellenwert (Tresh), Hintergrund, Zoom, Transparenz, Betrachtungsrichtung und Untersuchungsbereich (Region of Interest, ROI) geändert und festgelegt werden.

Die Volumendatensätze konnten mithilfe der Software MagiCut elektronisch bearbeitet werden und 3D-Artefakte ausgeschnitten werden.

Die Speicherung der Daten war sowohl auf dem Gerät selbst, als auch auf externen Medien (DVD oder Festplatte) möglich.

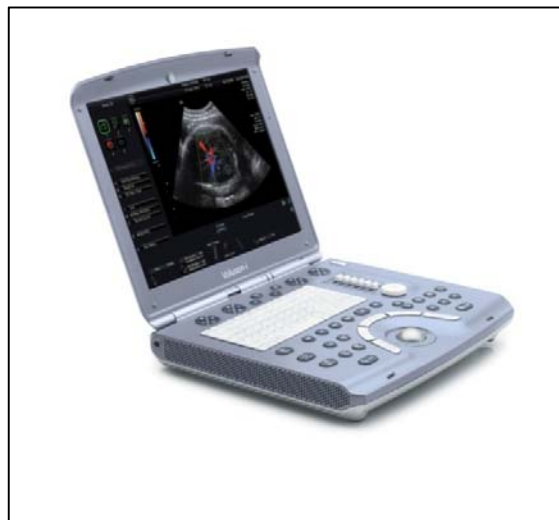


Abbildung 6: Ultraschallgerät voluson i

Firma GE (General Electrics) Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen (Deutschland)

2. Ultraschallsonde:

Die Ultraschalluntersuchungen wurden mit der Linearsonde *R SP6-16RS* (Fa. GE (General Electrics) Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen (Deutschland)) durchgeführt. Diese verfügte über eine Frequenz von 5,6 – 18,4 MHz, einer Eindringtiefe von ca. 37,4 mm, einer Auflagefläche von 52 x 52 mm, einer Scanbreite von 38 mm und einem Gewicht von 376 g. Die 192 piezoelektrischen Elemente ermöglichten eine besonders genaue artefaktfreie Darstellung der Augenstrukturen.

In der vorliegenden Arbeit wurde die höchstmögliche Frequenzstufe der Linearsonde gewählt.



Abbildung 7: Ultraschallsonde R SP6-16RS

Linearsonde, Firma GE (General Electrics) Healthcare Ultraschall Deutschland GmbH, Solingen (Deutschland)

3. Verbrauchsmaterial:

Bei dem Verbrauchsmaterial handelte es sich um Ultraschallgel, Lokalanästhetikum, sterile physiologische Kochsalzlösung, Vitamin A-haltige Augensalbe, Handtücher sowie um Reinigungstücher für die Ultraschallsonde.

Als Ultraschallgel wurde das Fabrikat SERVOSON (Fa. Servoprax® GmbH, Wesel (Deutschland)) verwendet. Das Gel war für die Anwendung am Auge geeignet und bewirkte eine gute Ankopplung.

Bei dem verwendeten Lokalanästhetikum handelte es sich um 0,4%iges Oxybuprocain-Hydrochlorid (Conjuncain®, Fa. Dr. Mann Pharma und Bausch & Lomb GmbH, Berlin (Deutschland)). Es wurde zur Anästhesie der sensiblen Kornea verwendet.

Da keine Vorlaufstrecke verwendet wurde und eine Schädigung der Kornea durch Kontakt mit der Ultraschallsonde verhindert werden wollte, musste reichlich Ultraschallgel verwendet werden. Dieses befand sich nach der Untersuchung häufig noch im Bereich der Augen und des Kopfgefieders und wurde mit angewärmter steriler physiologischer Kochsalzlösung vorsichtig entfernt.

Im Anschluss an die Augenuntersuchung wurde jedes Auge mit einer Vitamin A-haltigen Augensalbe (Regepithel®, Fa. Alcon Pharma GmbH, Freiburg (Deutschland)) behandelt.

Die Handtücher dienten dazu, den Vogel während der Untersuchung darin einzuwickeln und somit Abwehrbewegungen zu unterbinden und zusätzlich optisch ruhigzustellen. Es wurde stets darauf geachtet, die Atmung des Probanden durch die Handtücher nicht einzuschränken. Zusätzlich dienten die Handtücher dazu die Kochsalzlösung bei der anschließenden Reinigung des Vogelauges aufzufangen und das Gefieder des Vogels vor weiterer Durchnässung zu schützen.

Mit den Reinigungstüchern Cleanisept® Wipes (Fa. Dr. Schumacher GmbH, Malsfeld (Deutschland)) wurde im Anschluss an jede Ultraschalluntersuchung die Ultraschallsonde von Gelresten gereinigt. Gleichzeitig bewirkten die Tücher eine Desinfektion der Sonde.

3.1.4 Material für die postklinische Dokumentation

Um die Veränderungen im vorderen Augensegment, welche bei der Ultraschalluntersuchung festgestellt werden konnten besser dokumentieren aber auch überprüfen zu können, wurden die enukleierten Augen euthanasierter Probanden in 10 %igem Formalin fixiert, kallotiert, fotografisch dokumentiert und anschließend am PC betrachtet und ausgewertet.

Die fotografische Dokumentation erfolgte mithilfe der Digitalkamera Nikon 80D (Fa. Nikon, Tokio (Japan)) und dem Makroobjektiv Nikon AF-S Mikro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED (Fa. Nikon, Tokio (Japan)).

Es wurde zur optimalen Ausleuchtung der kallotierten Bulbi das Setup nach KORBEL (1994) verwendet. Dies beinhaltete die Verwendung von zwei Blitzern der Fabrikate Novoflex Makroblitz und Novoflex Makroblitz Servo (Fa. Novoflex, Memmingen (Deutschland)), welche an flexiblen Armen befestigt waren und mit einem Stativ verbunden waren. Der erste Blitz wurde zusammen mit der Kamera ausgelöst, der zweite reagierte mittels Lichtsensor auf den ersten Blitz.

Die Bulbi wurden mithilfe einer schwarzen Knetmasse, welche eine Kuhle formte, auf eine schwarze Unterlage positioniert.

3.2 Untersuchungsmethoden

Zu Beginn wurden die Patienten einer klinischen Untersuchung unterzogen, um ein genaues Bild über den Gesundheitszustand zu erhalten. Dabei wurde besonders auf das Allgemeinbefinden, die Atmung, den Ernährungszustand, auf das Gewicht und den Pflegezustand geachtet.

Die Untersuchungen wurden so kurz wie nötig gehalten, unnötige Geräusche vermieden und alle Vorbereitungen im Voraus getroffen, um den Vögeln nur einem Minimum an Stress auszusetzen.

Es wurden ausschließlich Vögel in die Studie aufgenommen, bei welchen ein stabiler Zustand zum Zeitpunkt der klinischen Untersuchung festgestellt werden konnte. Als weitere Vorsichtsmaßnahme wurden Patienten nur dann sonographisch untersucht, wenn keine akute Perforation oder ein Substanzverlust der Hornhaut vorlag.

3.2.1 Die ophthalmologische Untersuchung

Im Anschluss an die Allgemeinuntersuchung erfolgte die ophthalmologische Untersuchung. Diese erfolgte in Anlehnung an KORBEL et al. (2001) und wurde in der Regel am wachen Vogel durchgeführt.

Für die vollständige Untersuchung des hinteren Augensegmentes war eine Mydriasis Voraussetzung. Aufgrund der quergestreiften Pupillarmuskulatur der Vogelaugen, musste auf andere Mittel zur Weitstellung der Augen zurückgegriffen werden, als in der Säugetiermedizin (KARPINSKI 1983).

In den Fällen, in den eine Narkose nötig war, beispielsweise im Rahmen der röntgenologischen Diagnostik, konnte die durch die Narkose induzierte Mydriasis für die Augenuntersuchung genutzt werden.

Bei Eulenvögeln konnte zusätzlich die bei dieser Spezies vorkommende Schreckmydriasis für die Untersuchung des hinteren Augensegmentes ausgenutzt werden.

In manchen Fällen wurden die Augen mittels intracameraler Applikation von 0,02 – 0,03 ml einer 3 %igen d-Turbocurarin-Lösung weitgestellt (MURPHY 1987).

Falls die narkoseinduzierte Mydriasis zur Augenuntersuchung genutzt wurde, musste die konventionelle Reihenfolge der ophthalmologischen Untersuchung umgekehrt werden, da die narkoseinduzierte Mydriasis nur sehr kurz anhielt. In diesen Fällen wurde zuerst die Untersuchung des Augenhintergrundes mittels binokularer indirekter Ophthalmoskopie durchgeführt.

1. Allgemeine ophthalmologische Untersuchung:

Zuerst erfolgte die Beobachtung des nicht fixierten sich unbeobachtet fühlenden Vogels, wobei im Anschluss durch Drohreaktionen der Visus beurteilt wurde.

Zunächst erfolgte die Beurteilung der okularen Adnexe, wobei besonders auf Asymmetrie der Lider, der Bulbuslage und der Schädelkonturen geachtet wurde, welche zum Beispiel durch Schwellungen, Hämatome, Verletzungen der Haut oder Chemosis verursacht werden konnten. Auch Lakrimation, Epiphora, Sekretion und Blepharospasmus wurden beurteilt. Hierbei wurden immer beide Vogelaugen vergleichend betrachtet.

Ebenfalls wurde die Ohröffnung auf eventuelle Veränderungen wie Einblutungen untersucht.

Anschließend erfolgte die Untersuchung des Auges mittels punktförmiger Lichtquelle, wofür ein Diaskleralkegel verwendet wurde. Es wurden die Distanzuntersuchungen im seitlich auffallenden, durchfallenden und reflektierten Licht durchgeführt, um Hornhaut, vordere Augenkammer, Iris und vordere Linsenkapsel zu beurteilen und pathologische Veränderungen wie beispielsweise Größenveränderungen, Trübungen, Auflagerungen und Fremdinhalt wie Blut oder Fibrin zu diagnostizieren.

2. Spezielle ophthalmologische Untersuchung:

Nach der allgemeinen ophthalmologischen Untersuchung erfolgte die Untersuchung der Probanden mittels Spaltlampe, wobei durch 10 – 16 fache Vergrößerung der Augenstrukturen mithilfe der Spaltlampe einfacher Veränderungen des vorderen Augensegmentes erkannt

werden konnten. Durch Darstellung der drei purkinje-sansonschen Spiegelbilder konnten Lageveränderungen und Trübungen der Linse erkannt werden.

Die Untersuchung des hinteren Augensegmentes erfolgte monokular direkt mittels Diaskleralkegel, wobei nur ein kleiner Ausschnitt des Augenhintergrundes darstellbar war. Dies konnte mittels binokularer indirekter Ophthalmoskopie umgangen werden.

Hierzu wurden ein Kopfbandophthalmoskop und eine Ophthalmoskopierlupe, welche zwischen das Auge des Untersuchers und das Auge des Vogels positioniert wurde, verwendet. Auch hier erfolgte die Beurteilung des Augenhintergrundes auf pathologische Veränderungen.

Erfolgte die ophthalmologische Untersuchung der Tiere in Auffangstationen, dem zoologischen Garten und der Straußenfarm, so wurde aufgrund nicht vorhandener technischer Geräte lediglich eine direkte Ophthalmoskopie mittels Diaskleralkegel durchgeführt.

Bei Verdacht auf Veränderungen des Augeninnendruckes, wie dies bei einem Glaukom oder einer Uveitis vorkommen kann, wurde der Augeninnendruck mittels Tonometer gemessen. Dafür wurden an jedem Auge drei Messungen durchgeführt und der Mittelwert aus den Messergebnissen mit Referenzwerten aus der Literatur verglichen.

Um Verletzungen der Kornea auszuschließen, wurde bei Probanden mit Verdacht auf Hornhautläsionen vor der Augenultraschalluntersuchung ein Fluoreszein-Test durchgeführt. Dafür wurde jeweils ein steriler Tropfen Fluoreszein-Lösung in jedes Auge geträufelt, nach einer Minute mit steriler physiologischer Kochsalzlösung das Auge gespült und anschließend mit der Spaltlampe unter Blaufilter auf Hornhautdefekte hin untersucht.

3.2.2 Die sonographische Untersuchung

Im Anschluss an die ophthalmologische Untersuchung der Probanden erfolgte die Ultraschalluntersuchung beider Augen. Der Zeitpunkt der sonographischen Untersuchung richtete sich dabei nach der gesundheitlichen Verfassung des Patienten. Bei körperlich stabiler Verfassung erfolgte die Ultraschalluntersuchung zeitnah innerhalb von 24 Stunden nach der ophthalmologischen Untersuchung.

1. Vorbereitung der Probanden:

Die Hornhaut der Vogelaugen wurde mithilfe eines Tropfens 0,4 %igem Oxybuprocain-Hydrochlorid (Conjuncain®, Fa. Dr. Mann Pharma und Bausch & Lomb GmbH, Berlin (Deutschland)) anästhesiert, wobei in jedem Fall nach Auftragen mindestens 1 Minute gewartet wurde, bis die sonographische Untersuchung begonnen wurde. Eine Allgemeinanästhesie war im Regelfall nicht notwendig. Lediglich in einigen wenigen Einzelfällen, bei denen eine vollständige klinische und sonographische Untersuchung der Tiere aufgrund von starker Stressanfälligkeit und weiterer schwerwiegender Verletzungen nicht möglich war, wurden die Patienten mittels Inhalationsnarkose mit Isofluran (IsoFlo®, Firma Albrecht GmbH, Aulendorf (Deutschland)) in Narkose gelegt und anschließend untersucht.

Die Patienten wurden dann in ein ausreichend großes Handtuch eingewickelt, um Abwehrbewegungen zu vermeiden und in aufrechter Position zwischen den Oberschenkeln des sitzenden Untersuchers platziert. Lediglich bei sehr kleinen Vögeln wie Buchfinken und sehr großen Tieren wie adulten Uhus, Gänsen und ausgewachsenen Straußen wurde diese Methode abgewandelt. Sehr kleine Patienten wurden in ein Handtuch eingewickelt und in der Hand fixiert, Uhus von einer zweiten Person fachgerecht gehalten und lediglich der Kopf vom Untersucher fixiert, Gänse wurden in ein Bettlaken eingewickelt, auf eine Unterlage gesetzt und lediglich der Hals fixiert und Strauße standen aufrecht und eine zweite Person fixierte den Körper des Tieres.

2. Sonographischer Untersuchungsgang:

Die Untersuchung erfolgte in einem ruhigen und abgedunkelten Raum, es war zusätzlich zum Untersucher eine Hilfsperson vor Ort nötig, die das Ultraschallgerät bediente.

Bevor mit der Ultraschalluntersuchung begonnen werden konnte, erfolgte für Dokumentationszwecke die Eingabe der Patientendaten, wie Stammnummer, Vogelart, Besitzer, Alter, Geschlecht und Untersucher. Datum und Uhrzeit wurden von dem Gerät automatisch angegeben.

Für jede sonographische Untersuchung wurde eine ausreichend große Menge Ultraschallgel auf die Ultraschallsonde gegeben. Dies war einerseits für die Ankopplung des Schallkopfes notwendig, andererseits wurde so eine direkte Berührung des Schallkopfes mit der Kornea verhindert, um mechanische Schädigungen an der Hornhaut zu vermeiden.

Die Untersuchung der Augen erfolgte zuerst im zweidimensionalen B-Mode, um sich einen Überblick über die physiologischen und pathologischen Verhältnisse am Auge zu schaffen. Anschließend wurden die Augen im Volumenmodus je nach Lokalisation der pathologischen Veränderung jeweils in ein bis vier verschiedenen Ebenen untersucht.

Die Ultraschalluntersuchungen wurden in dieser Studie von zwei verschiedenen Untersuchern durchgeführt, wobei einer der Untersucher Rechtshänder und der Andere Linkshänder war.

Wurde die Untersuchung von dem Rechtshänder durchgeführt, wurde stets mit dem rechten Vogelauge begonnen. Dabei wurde der Vogel so zwischen den Oberschenkeln fixiert, dass er vom Untersucher weg sah. Mit der linken Hand konnte nun der Vogelkopf im Kappengriff fixiert und mit der rechten Hand die Ultraschallsonde bedient werden. Für die Untersuchung des linken Auges wurde der Vogel so gedreht, dass er zum Untersucher hin sah und dieser erneut mit der rechten Hand die Sonde bedienen konnte.

Wurde die Untersuchung von dem Linkshänder durchgeführt, begann die Sonographie stets mit dem linken Vogelauge, wobei das gleiche oben beschriebene Schema angewendet wurde, nur jeweils umgekehrt mit der anderen Hand.

3. B-Modus:

Im zweidimensionalen B-Modus konnte sich ein Überblick über das Vogelauge und pathologischer Veränderungen geschaffen werden. Dieser Modus diente gleichzeitig auch als Ausgangspunkt für die spätere Untersuchung im Volumenmodus.

Geräteeinstellungen:

Die Einstellungen des Gerätes wurden jeweils an das Vogelauge angepasst und für jeden Probanden neu eingestellt.

Zu Beginn wurde im Untermenü die Qualität auf „hoch“ gestellt, um die bestmögliche Bildqualität zu garantieren.

Es wurde stets die höchstmögliche Frequenz von ca. 18 MHz durch Einstellung „resol“ am Gerät gewählt.

Zoom und Eindringtiefe wurden jeweils so eingestellt, dass das komplette Vogelauge einschließlich der extraokularen Muskeln dargestellt werden konnte.

Der Fokus wurde so gewählt, dass er sich jeweils auf Höhe der Strukturen von Interesse befand.

Die TGC wurde nun so gewählt, dass alle gewünschten Strukturen deutlich zu erkennen waren, ohne dass Wiederholungsartefakte auftraten oder sich Strukturen zu prominent darstellten.

Die Gesamtverstärkung (Gain) wurde so eingestellt, dass sich im physiologischen Fall Kornea, vordere und hintere Linsenkapsel deutlich abzeichneten, gleichzeitig sich aber vordere Augenkammer, Linsenstroma und Glaskörper anechogen darstellten. Dies war in der Regel bei einem Gain von -9 der Fall. Anschließend wurde durch Erhöhung der Gesamtverstärkung geprüft, ob nicht doch Veränderungen in Form von Trübungen oder Fremdmaterial im Auge

vorhanden waren, welche durch eine niedrige Gesamtverstärkung gelegentlich nicht darstellbar waren.

Schnittebenen:

Die Untersuchung im B-Mode startete in der axialen vertikalen Schnittebene. Der Schallkopf wurde senkrecht auf das Auge platziert und die Schallkopfmarkierung zeigte nach dorsal (Vergleiche Abb. 8). Im Ultraschallbild wurde darauf geachtet, dass Kornea und Linse parallel zueinander lagen und sich deren maximale axiale Ausdehnung auf einer senkrechten Linie befand. Diese Positionierung war auch die Voraussetzung zur späteren Erzeugung des dreidimensionalen Ultraschallbildes.

In einigen wenigen Fällen wurde zusätzlich die axiale horizontale Schnittebene untersucht. Dabei wurde der Schallkopf waagrecht auf das Vogelauge platziert, so dass die Markierung des Schallkopfes nasal zeigte. Es wurde ebenfalls auf die parallele Lage von Kornea und Linse zueinander im Ultraschallbild geachtet. Die Untersuchung in dieser horizontalen Schnittebene war im Normalfall nicht nötig, da die Ebene mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik automatisch berechnet wurde.

Das Vogelauge wurde gegebenenfalls in ein bis zwei weiteren Ebenen (transversal und longitudinal) mittels zusätzlicher Dopplerfunktion für eine weitere wissenschaftliche Arbeit untersucht. Dies diente zur Darstellung des Augenfächers. In dieser Arbeit soll nicht weiter darauf eingegangen werden.



Abbildung 8: Schematische Darstellung der Ultraschalluntersuchung

Am Beispiel der axialen vertikalen Schallkopfführung (Markierung zeigt nach dorsal); Fixierung des Patienten (Mäusebussard (*Buteo buteo*)) im Kappengriff; Darstellung ohne Ultraschallgel.

4. Volumen-Modus:

Voraussetzung für eine Volumenakquisition war die zweidimensionale Darstellung des Auges in der axialen vertikalen und gegebenenfalls der horizontalen Schnittebene.

Durch Drücken der Volumenmodus-Taste „4D“ wurde die Volumenmodusfunktion eingeschaltet und das benötigte Volumenkästchen im Bildbereich angezeigt. Dieses begrenzte den Untersuchungsbereich ROI (Region of Interest). Das Kästchen konnte in seiner Größe dem Bulbus des Vogels so angepasst werden, dass das komplette Auge darin dargestellt werden konnte und durch Bewegen des Trackballs verschoben werden.

Anschließend stellte man den Volumen-Schwenkwinkel ein. Dieser lag je nach Größe des Auges zwischen 20 und 25 Grad.

Die Qualität wurde stets auf „maximal“ gestellt, was Einfluss auf die Liniendichte im Verhältnis zur Akquisitionsgeschwindigkeit hatte und eine hohe Scandichte bei langsamerer Akquisition bedeutete.

Im Menübereich wurde der Visualisierungsmodus „Schnittebenen“ gewählt.

Das zweidimensionale Ausgangsbild stellte den zentralen zweidimensionalen Scan des Volumens dar. Die eigentliche Volumenakquisition wurde nun durch Drücken der Taste „Freeze“

automatisch durch eine Kippbewegung des Schallkopfes durchgeführt. Dabei war es sehr wichtig, den Schallkopf ruhig auf dem Auge zu positionieren, um Bewegungsartefakte zu vermeiden.

Die Aufnahmedauer variierte von sieben bis zwölf Sekunden, was von der Größe des Volumenkästchens (Tiefenbereich und Winkel) und der Qualität abhing. Es wurde standardmäßig ein Winkel von 20° gewählt, bei dem 211 Einzelschnitte angefertigt wurden. Daraus wurde das Volumen anschließend vom PC konstruiert. Der Abstand der Schnitte zueinander hing dabei von der Entfernung zum Schallkopf ab, da durch Neigung des Schallkopfes die Erfassung der Einzelschnittbilder erfolgte. Dadurch lagen Schnittpunkte, welche sich näher am Schallkopf befanden, näher beieinander, als Schnittpunkte, die weiter vom Schallkopf entfernt waren.

Der durchschnittliche Abstand der Schnitte betrug 155 μm , wobei der Abstand bei sehr kleinen, nahe am Schallkopf gelegenen Augen (bspw. bei Finkenartigen) durchschnittlich 145 μm betrug und bei sehr großen Augen (bspw. Uhus) bis hin zu 178 μm .

5. Bearbeitung der dreidimensionalen Bilder:

Nach der Volumenakquisition schaltete das System automatisch in den Lesemodus mit 4 Quadranten um. Hierbei handelte es sich um die Ansicht der drei orthogonalen Schnittebenen. Das linke obere Schnittbild A entsprach dabei dem zentralen zweidimensionalen Scan - also der Schallebene. Je nach Schallkopfausrichtung war dies die axiale vertikale oder axiale horizontale Ebene. Das rechte obere Schnittbild B stellte den vom PC berechneten dazugehörigen orthogonalen Scan dar, entweder als axiale horizontale oder axiale vertikale Ebene. Das linke untere Schnittbild C stellte den berechneten transversalen Scan dar (Vergleiche Abbildung 9).

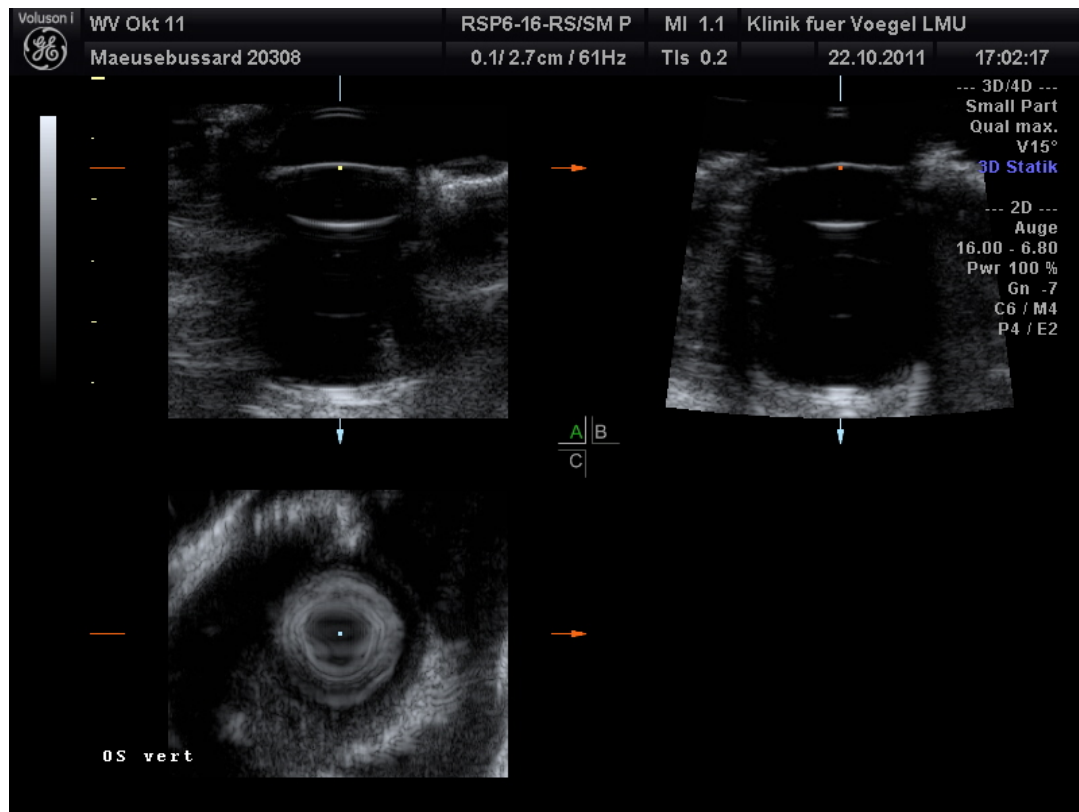


Abbildung 9: Volumenscan im Visualisierungsmodus „Schnittebenen“

Axiale vertikale Schallebene, OS eines **Mäusebussards** (*Buteo buteo*); oben links vertikale Schnittebene, oben rechts horizontale Schnittebene, unten links transversale Schnittebene (im Anschnitt Iris und vordere Linsenkapsel).

Die Position des Volumenkörpers im Verhältnis zur Anzeigeebene wurde durch ein relatives Koordinatensystem bestimmt (Vergleiche Abbildung 10). Es bestand aus drei orthogonalen Achsen (die oben beschriebenen Schnittebenen A, B und C), deren gemeinsame Schnittstelle das dreiaxige Rotationszentrum darstellte. Am Bildschirm wurde der gemeinsame Schnittpunkt zur Orientierung als farbiger Punkt innerhalb der einzelnen Schnittbilder dargestellt.

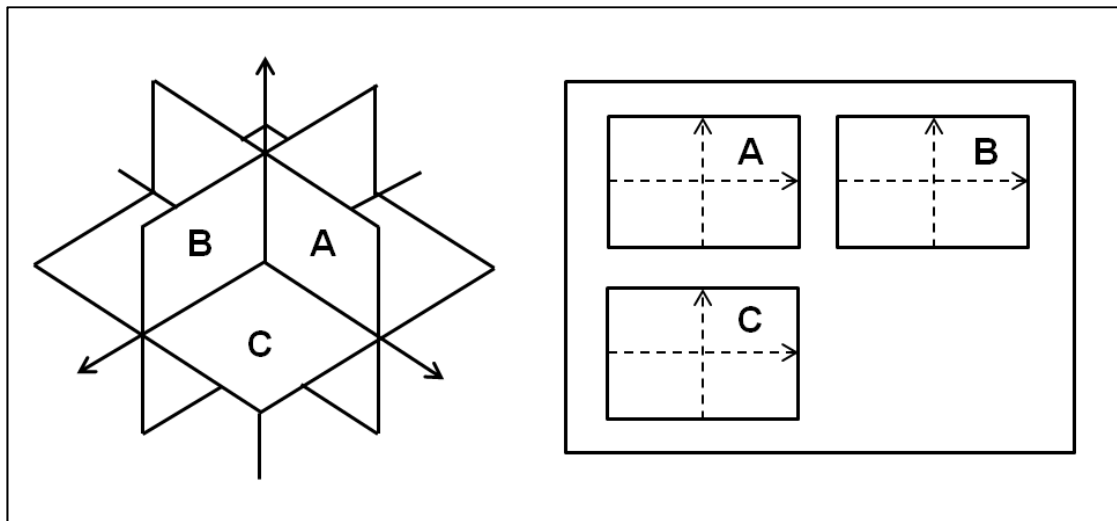


Abbildung 10: Schnittebenen A, B und C

Schnittebenen A, B und C und die entsprechende Anzeige der Ebenen A, B und C auf dem Bildschirm (aus ANONYM (2008)).

Durch Drehung dieser Achsen und Verschiebung des Rotationszentrums konnten nun zur Bearbeitung der Bilder alle vorstellbaren Ebenen angezeigt werden (ANONYM 2008). So war es möglich, durch die Einzelschnitte in den jeweiligen Ebenen durchzufächern und zweidimensionale Aufnahmen davon zu speichern.

Anschließend wurde im Menübereich der Visualisierungsmodus „3D Rendering“ gewählt. In diesem Modus stellte sich nun im unteren rechten Quadranten das vom PC erzeugte dreidimensionale Bild dar, wobei die Schnittebene A im Verhältnis zum angezeigten dreidimensionalen Bild vertikal und die Schnittebene B horizontal war (Vergleiche Abbildung 11).

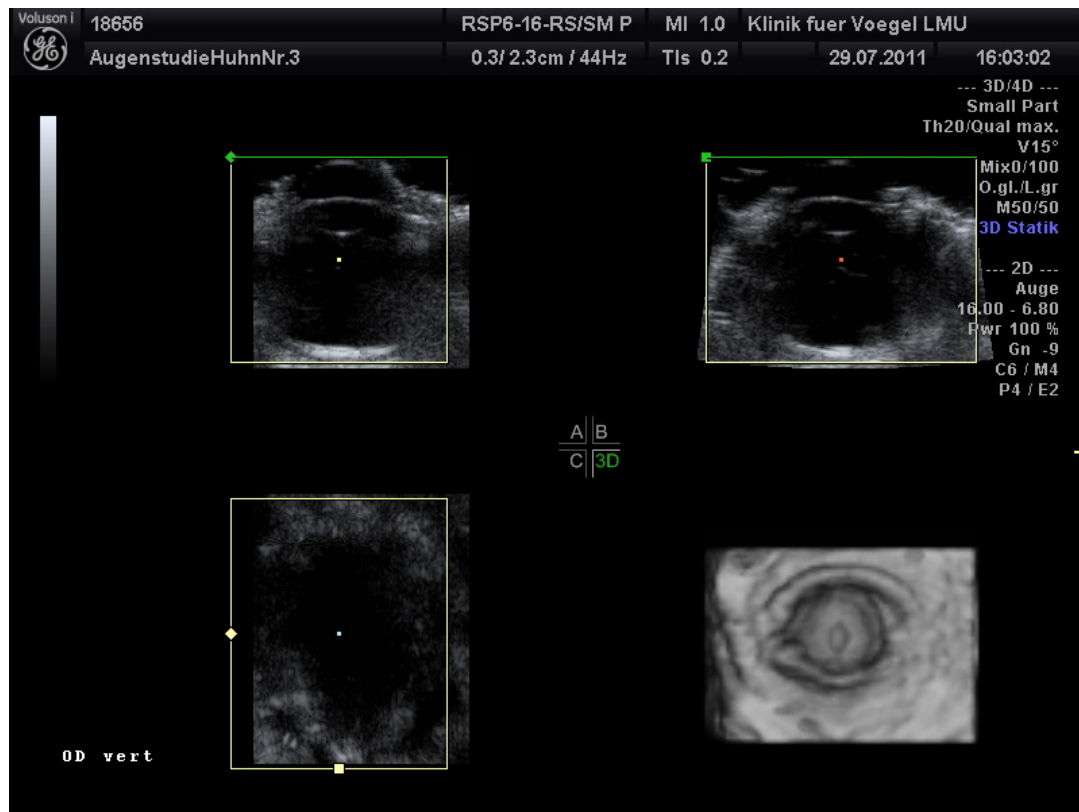


Abbildung 11: Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“

Axiale vertikale Schallebene. OD eines **Haushuhnes** (*Gallus gallus domesticus*);

oben links vertikale Schnittebene, oben rechts horizontale Schnittebene, unten links transversale Schnittebene (im Anschnitt der Glaskörper), unten rechts berechneter dreidimensionaler Volumenscan.

Durch Wahl der Taste „Edit Roi“ konnte in den drei Schnittebenen der gewünschte Untersuchungsbereich (Region of Interest) festgelegt werden. Nur was sich innerhalb dieses Bereiches befand, wurde als dreidimensionales Bild berechnet und angezeigt. Genutzt wurde diese Funktion um sich einzelne gewünschte Strukturen im vorderen Augensegment, wie Hornhaut, Kammerwinkel, Iris, Pupille oder Linsenkapsel separat darzustellen und aus Ebenen zu betrachten, die sonst durch andere Strukturen verdeckt wurden.

Es konnten nun verschiedene Modi zur Darstellung der Ultraschallstrukturen eingestellt werden. Für diese Arbeit wurde einerseits der Oberflächenmodus gewählt, bei dem lediglich die Konturen eines Organs räumlich dargestellt wurden und der Inhalt des Organs leer und somit ohne Information war. Mit diesem Modus ließen sich einzelne abgrenzbare Strukturen gut erkennen. Voraussetzung war allerdings, dass die darzustellende Oberfläche von hypoechoischen Strukturen umgeben war.

Andererseits wurde der Transparenzmodus gewählt, welcher ein gläsernes Bild des Volumens zeigte. Dies bedeutete, dass die gesamte Information in dem dargestellten Organ erhalten blieb.

Ein räumlicher Eindruck des Organs entstand erst durch seine Drehung am Bildschirm.

Für jeden Volumenscan wurden Einstellungen wie Kontrast, Helligkeit, Grauwert, Schwellenwert, Zoom und Transparenz am dreidimensionalen Bild individuell vorgenommen.

Mithilfe des Programms „MagiCut“ war es möglich unerwünschte Strukturen innerhalb des Untersuchungsbereiches zu entfernen. Damit gelang eine noch bessere Darstellung von Strukturen, die aufgrund von anatomischen Verhältnissen mittels konventioneller Sonographie verborgen geblieben wären.

Die Bearbeitung der Datensätze war lediglich am Ultraschallgerät möglich, einzelne Bilder und auch Videosequenzen von rotierenden Volumenscans, welche mithilfe der Ultraschallsoftware aus einzelnen dreidimensionalen Bildern erstellt werden konnten, wurden gespeichert und später am PC nachbearbeitet.

6. Nachbereitung der Probanden:

Nach Abschluss der Ultraschalluntersuchung und noch bevor die Bearbeitung der dreidimensionalen Bilder am Ultraschallgerät erfolgte, wurden Auge und Gefieder des Probanden mit sauberen Einmalpapiertüchern und körperwarmer steriler physiologischer Kochsalzlösung gereinigt und eine Vitamin A-haltige Augensalbe auf die Hornhaut aufgebracht. Anschließend wurde der Vogel in eine ruhige abgedunkelte Patientenbox verbracht.

3.2.3 Die postklinische Dokumentation

Wurde bei den untersuchten Vögeln im Anschluss an die Ultraschalluntersuchung eine infauste Prognose gestellt, zum Beispiel weil die Auswilderbarkeit und Wildbahn-tauglichkeit bei Wildvögeln nicht mehr gegeben war, so wurden die Augen unmittelbar nach fachgerechter Euthanasie der Tiere entnommen und für weitere Untersuchungen asserviert.

Für die Entnahme der Augen wurde die transpalpebrale Technik angewendet, für die lediglich eine gebogene Gewebeschere und eine feine anatomische Pinzette benötigt wurden.

1. Präparation der Bulbi:

Die entnommenen Bulbi wurden in 10 %iger Formalinlösung fixiert, wobei nach zehn Minuten, zwei Stunden und 24 Stunden die vordere Augenkammer mittels Parazentese mit Formalin

gestellt wurde, um Fixationsartefakte wie Einsinken der vorderen Augenkammer oder Netzhautablösungen zu vermeiden.

Zur weiteren Bearbeitung wurden die Augen aus dem Formalin entnommen und mit destilliertem Wasser abgespült.

Die Kallotierung der Bulbi erfolgte mit Rasierklingen in der annähernd horizontalen Ebene. Durch die Schnittführung wurde der Augenfächer nicht beschädigt und befand sich in der ventrotemporalen Bulbushälfte.

2. Fotografische Dokumentation:

Für die fotografische Dokumentation der Bulbi wurde die Kamera auf einem Stativ befestigt und die präparierten Bulbushälften so auf einer Unterlage unter das Objektiv platziert, dass sich die Schnittfläche horizontal zum Boden befand. Die Augenhälften wurden nun mit physiologischer Kochsalzlösung soweit aufgefüllt, dass sich eine gewölbte Wasseroberfläche ergab (Parallaxie).

Die beiden Blitze wurden so platziert, dass der Bulbus vollständig ausgeleuchtet wurde.

Die Fotografien der Bulbi wurden bei Blenden zwischen 11 - 22 und einer effektiven Belichtungszeit von 1/160 sek. fotografiert. Dabei war die Belichtungszeit durch den Blitz vorgegeben.

Die Einstellung des Fokus wurde so gewählt, dass Strukturen wie Hornhaut, Linse, Ziliarkörper und Augenfächer scharf abgebildet wurden. Pathologische Veränderungen wurden zusätzlich fokussiert.

Anschließend wurden die Bilder am PC nachbearbeitet und der Hintergrund mithilfe der Software Microsoft Word 2010 (Fa. Microsoft Corporation, Redmont, USA) freigestellt.

4. ERGEBNISSE

4.1 Durchführung

1. Untersuchungsdauer:

Die Dauer der Untersuchung richtete sich zum einen nach der Vogelart und den damit verbundenen anatomischen Besonderheiten und zum anderen nach dem Stressempfinden der Tiere. Bei sehr stressanfälligen Tieren wurde die Untersuchung immer nur so kurz wie möglich gehalten, um ein Kollabieren der Patienten zu vermeiden. Bei Tieren, welche an das Handling gewöhnt waren und weniger stressempfindlich erschienen, wurde die Untersuchung so lange durchgeführt, bis ein auswertbares Bildergebnis erzielt wurde. Dabei wurde aber auch hier auf jegliches Unbehagen und Stressempfinden der Vögel geachtet und die Untersuchung nötigenfalls unterbrochen. Konnten die Vögel aufgrund von starker Stressanfälligkeit und weiterer schwerwiegender Erkrankungen nur in Narkose klinisch und sonographisch untersucht werden, dann wurde das Auge so lange sonographisch untersucht, bis ein gutes Bildergebnis erzielt wurde. Die Untersuchung erfolgte jedoch nur in sehr wenigen Einzelfällen in Narkose (2,2 %, n=2, ein Turmfalke (*Falco tinnunculus*) und eine Waldschnepfe (*Scolopax rusticola*)).

Des Weiteren war die Untersuchungsdauer abhängig von der Kooperation der Patienten. Da sich der Vogel während der genaueren Untersuchung des Auges und vor allem bei der Datenakquisition nicht bewegen durfte, musste bei Abwehrbewegungen des Tieres oder Drehbewegung des Kopfes oder der Augen die Datenakquisition wiederholt werden.

Die Dauer der Auswertung der dreidimensionalen Datensätze variierte ebenfalls und war abhängig vom Ausmaß der pathologischen Veränderungen am Auge. So dauerte die Auswertung bei multiplen Defekten am Auge länger, als wenn nur einzelne oder keine pathologischen Veränderungen zu finden waren.

Die Tabelle 3 zeigt für jede Vogelordnung eine Übersicht über die durchschnittliche Anzahl der benötigten Versuche für die erfolgreiche Datenakquisition, die Untersuchungsdauer für den

Patienten pro Schallebene und die durchschnittliche Dauer der Auswertung eines Datenvolumens, wobei sich der Patient während dieser Zeit bereits wieder in seiner Box befand.

Tabelle 3: Anzahl der Versuche der Datenakquisition, Dauer der Untersuchung pro Schallebene und Auswertungszeit eines Datenvolumens pro Schallebene

	Versuche	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 min.
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.

Im Durchschnitt waren 1,6 Versuche nötig, um ein Datenvolumen artefaktfrei zu erstellen, wobei die Anzahl der Versuche bei Wildvögeln und Gänsevögeln am niedrigsten und bei Falkenartigen und Schnepfen am höchsten war. Allerdings wurde im Rahmen dieser Arbeit nur eine einzige Schnepfe untersucht, welche sich in Narkose befand. Die Daten sind daher nicht repräsentativ.

Durchschnittlich 3 min. und 19 sek. betrug die Zeit, bis die Datenakquisition einer Schallebene erfolgt war und während der sich der Vogelpatient in der Hand befand, wobei die Zeit von 2 min. und 20 sek. bei Kuckucksartigen bis 5 min. bei Schnepfenartigen variierte. Wie oben beschrieben befand sich die untersuchte Schnepfe allerdings in Narkose, was die lange Untersuchungszeit erklärt.

Die Dauer der Auswertung pro Schallebene betrug durchschnittlich 28 min. und 52 sek., wobei im Durchschnitt nur 17 min. Zeit für die Auswertung bei Sperlingsvögeln, jedoch bis zu 50 min. bei Spechtartigen benötigt wurde.

2. Toleranz und Verträglichkeit:

Zeigten einige wenige Patienten zu Beginn der Untersuchung Abwehrbewegung und Lautäußerungen bei der Fixation, der Applikation des Lokalanästhetikums und später bei der Annäherung des Schallkopfes, so beruhigten sie sich in der Regel schnell wieder und die Untersuchung konnte zügig und ohne Probleme durchgeführt werden.

Kam es während der Sonographie zu Anzeichen von Stress, Abwehrbewegungen oder Kreislaufschwäche, so wurde die Untersuchung sofort abgebrochen und der Patient in eine abgedunkelte Box verbracht. Dies geschah jedoch nur in 2,2 % der Fälle (n=2, ein Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*) und eine Rauchschnalbe (*Hirundo rustica*)), wobei sich die Tiere in ihrer Box sehr schnell wieder erholten.

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

4.2 Dreidimensionale Darstellung des vorderen Augensegmentes

4.2.1 Darstellbarkeit physiologischer Strukturen

Im Folgenden soll auf die Darstellung und Darstellbarkeit physiologischer Strukturen des vorderen Augensegmentes beim Vogel eingegangen werden. Die Darstellbarkeit der okularen

Strukturen ist grundsätzlich gleich oder ähnlich, es konnten aber einige artspezifische Besonderheiten festgestellt werden. Auf diese wird an der jeweiligen Stelle genauer eingegangen.

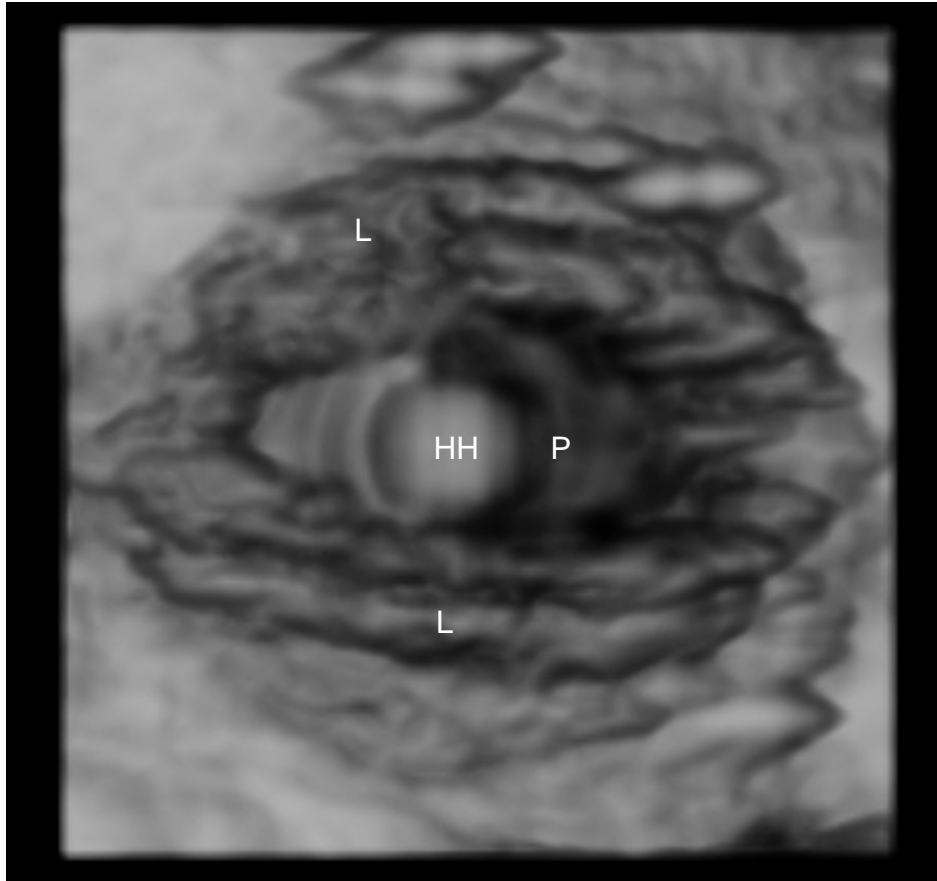


Abbildung 12: Volumenscan eines physiologischen Taubenauges (*Columba livia*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächenmodus, OS in der Aufsicht; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, P: Pupille.

1. Hornhaut und Sklera:

Die Hornhaut stellte sich dreidimensional als schmale langgezogene doppelte konvex gebogene Linie dar. Die zwei hyperechogenen Linien konnten dabei dem Epi- und Endothel der Hornhaut zugeordnet werden. Dazwischen befand sich das anechogene Stroma (Vergleiche Abb. 13 und 14). Jedoch war es nicht immer möglich das Stroma von den restlichen Hornhautstrukturen abzugrenzen, da es sich in der dreidimensionalen Ansicht ähnlich echogen darstellte (Vergleiche Abb. 16). Die seitlichen Anteile der gewölbten Hornhaut ließen sich durch Brechung der Ultraschallwellen in der axialen Schallebene meist nicht darstellen.

Hatte der Patient zum Zeitpunkt der Ultraschallaufnahme das Auge geschlossen, so konnte die Hornhaut meist nur schlecht von den angrenzenden Lidern abgegrenzt werden.

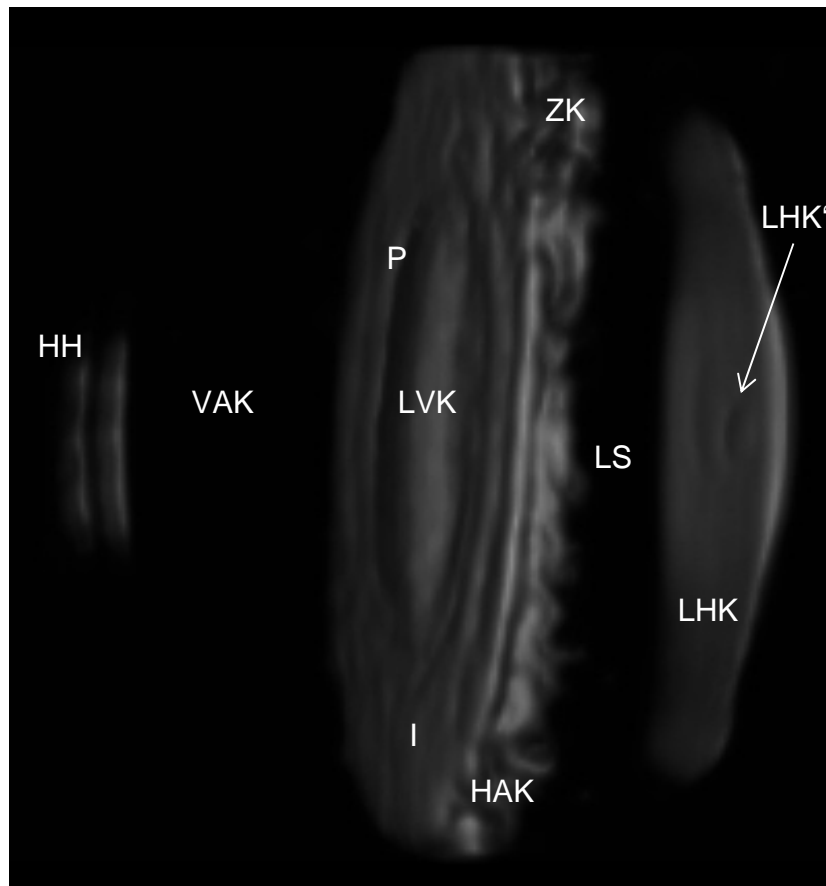


Abbildung 13: Physiologisches Mäusebussardauge (*Buteo buteo*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, Oberflächendarstellung, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. OD in der seitlichen Ansicht; HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, P: Pupille, LVK: vordere LinsenkapSEL, HAK: hintere Augenkammer, LS: Linsenstroma, LHK: hintere LinsenkapSEL, ZK: Ziliarkörper, LHK': Vorwölbung der hinteren LinsenkapSEL.

2. Vordere und hintere Augenkammer:

Die vordere Augenkammer stellte sich als anechogener Raum dar. Die hintere Augenkammer konnte nicht bei allen Vogelarten dargestellt werden, aber vor allem bei tagaktiven Greifvögeln war sie als schmaler anechogener Raum zwischen Iris und LinsenvorderkapSEL gut darstellbar (Vergleiche Abb. 13 und 14).

3. Linse:

Die Linse wurde im dreidimensionalen Ultraschall durch eine vordere stärker konvex gebogene und hintere weniger konkav gekrümmte hyperechogene Linie abgebildet. Je nach Akkommodationsstatus konnte sich die vordere Linsenkapsel dabei durch die Pupillenöffnung in den Raum der vorderen Augenkammer vorwölben. Bei tagaktiven Greifvögeln konnte dreidimensional oftmals eine punktförmige Vorwölbung der hinteren Linsenkapsel in Richtung Linsenstroma abgebildet werden. Des Weiteren kam es in einigen Fällen zu Wiederholungsechos hinter der Linsenkapsel (Vergleiche Abb. 15). Die peripheren Anteile der hinteren Linsenkapsel wurden im Ultraschall nicht abgebildet.

Das Linsenstroma stellte sich anechogen dar.

4. Iris und Ziliarkörper:

Die Iris stellte sich mäßig echogen bis hyperechogen dar und bildete die kreisrunde Pupille, welche entweder als echofreier Bezirk oder durch die Vorwölbung der Linse erkennbar war (Vergleiche Abb. 13 und 15). Bei Eulenvögeln war die Iris durch das Auftreten einer Schreckmydriasis und dem ausgeprägtem Skleralring nicht immer darstellbar (Vergleiche Abb. 16).

Der Ziliarkörper war im dreidimensionalen Bild in der axialen Schallebene durch den Skleralring nicht immer abgrenzbar. Er stellte sich ähnlich echogen wie die Iris dar.

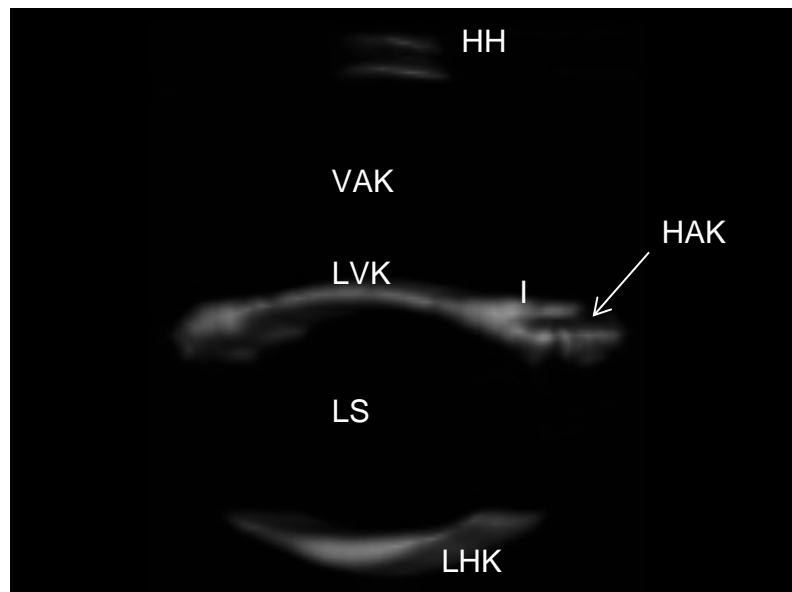


Abbildung 14: Physiologisches Mäusebussardauge (*Buteo buteo*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LVK: vordere LinsenkapSEL, HAK: hintere Augenkammer, LS: Linsenstroma, LHK: hintere LinsenkapSEL.

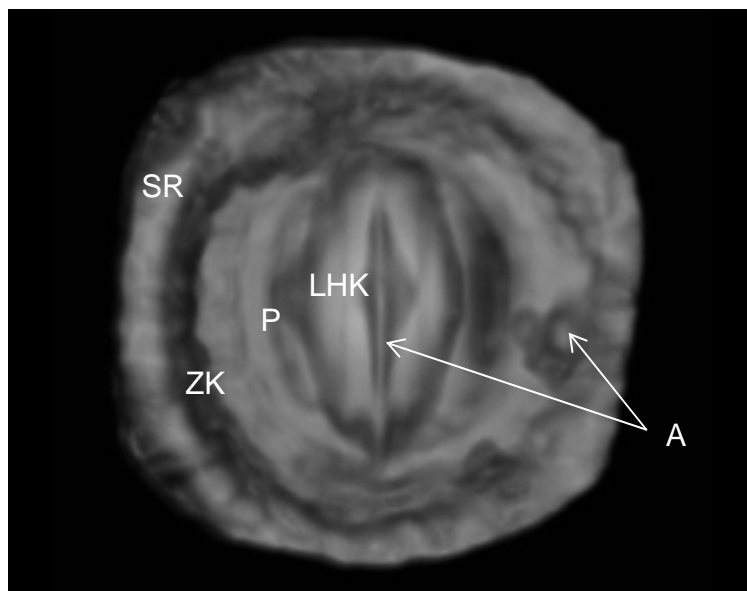


Abbildung 15: Physiologisches Habichtauge (*Accipiter gentilis*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OS mit Ansicht von kaudal nach kranial, Sicht auf die hintere LinsenkapSEL; LHK: hintere LinsenkapSEL, P: Pupille, ZK: Ziliarkörper, SR: Skleralring, A: Artefakt.

5. Skleralring:

Der Skleralring stellte sich als hyperechogene Struktur peripher der Linse dar und war in den meisten Fällen nicht vom umliegenden Gewebe differenzierbar. Eine Ausnahme stellten hier Eulenvögel dar, bei denen der Skleralring deutlich ausgeprägt und im dreidimensionalen Bild sichtbar war (Vergleiche Abb. 16). In jedem Fall löste er aber einen Schallschatten aus, welcher im Ultraschallbild als hyperechogene ringförmige Struktur sichtbar war. Der Skleralring hatte auch Einfluss auf die Darstellbarkeit der Bulbusform. Nur flache Bulbusformen konnten sicher dargestellt werden.

6. Kammerwinkel:

Durch Wahl eines schmalen Ausschnitts des Volumenbildes ließ sich der Kammerwinkel in der axialen Schallebene bei den verschiedenen Bulbusformen darstellen (Vergleiche Abb. 18 und Abb. 19). Stellten sich die angrenzenden Strukturen wie Iris oder Lider nur schwach echogen dar, so war es schwierig den Kammerwinkel genau abzugrenzen.

7. Lider:

Die Lider waren dreidimensional als echogene bis hyperechogene flächige Bereiche in Nähe des Schallkopfes erkennbar und waren je nach Lidschluss zum Zeitpunkt der Aufnahme mehr oder weniger ausgeprägt sichtbar (Vergleiche Abb. 12).

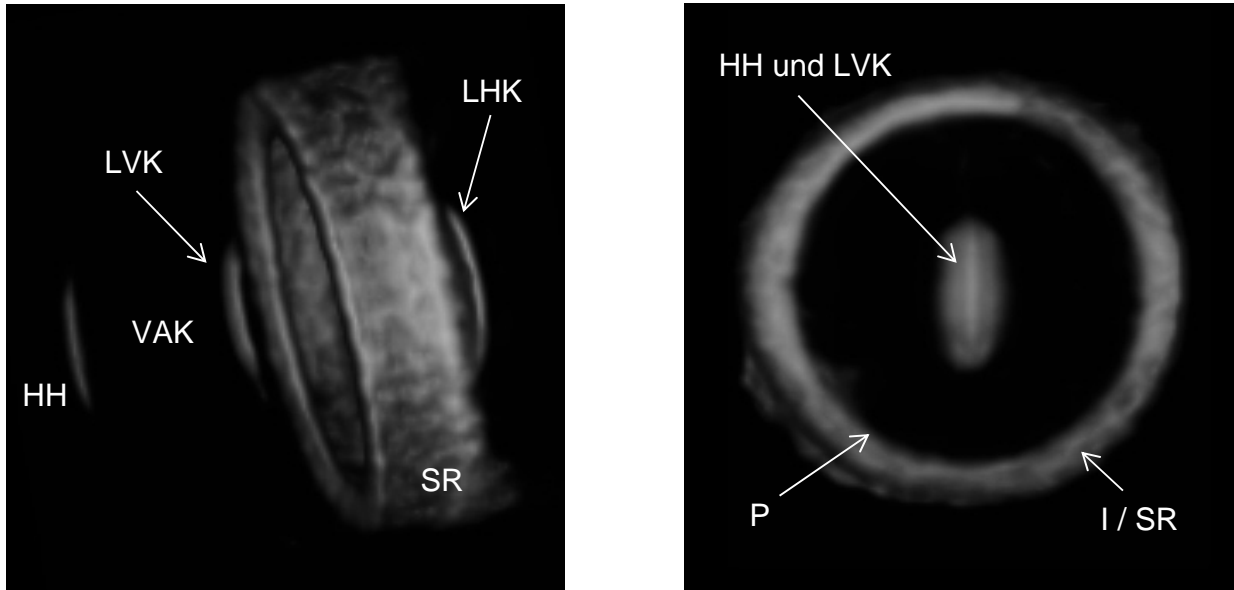


Abbildung 16: Physiologisches Waldkauzauge (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächendarstellung, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. Aufsicht und seitliche Ansicht; HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, P: Pupille, LVK: vordere LinsenkapSEL, SR: Skleralring, LHK: hintere LinsenkapSEL.

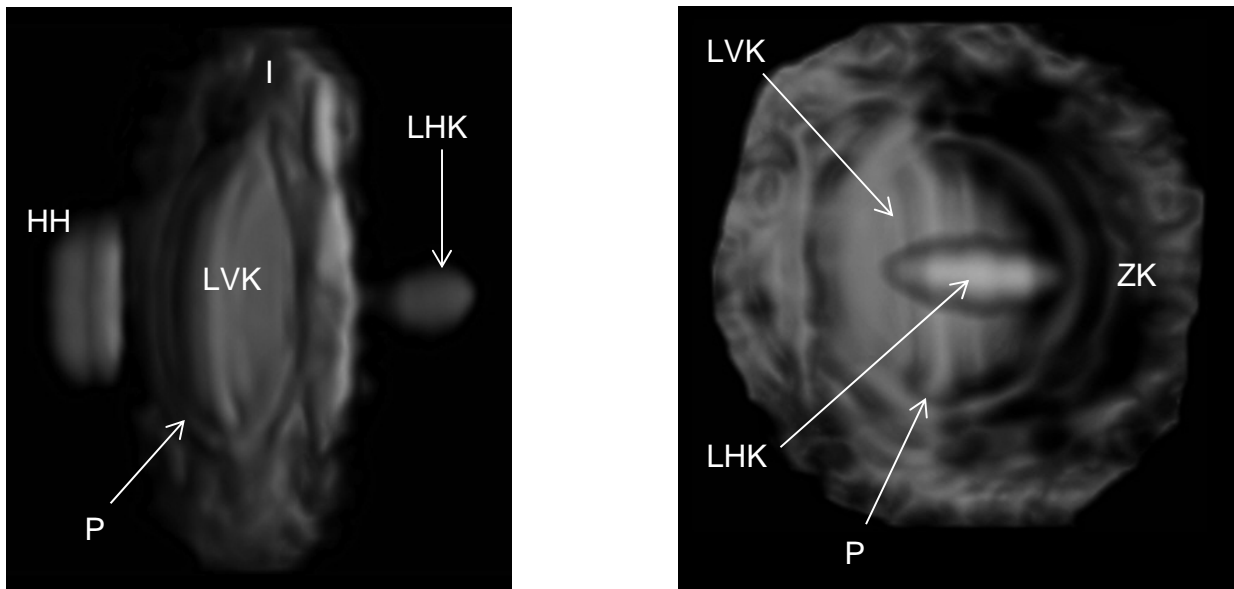


Abbildung 17: Physiologisches Kongo-Graupapageiauge (*Psittacus erithacus erithacus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, Oberflächendarstellung, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. OS mit Ansicht schräg von der Seite und von kaudal nach kranial; HH: Hornhaut, LVK: vordere LinsenkapSEL, LHK: hintere LinsenkapSEL, I: Iris, P: Pupille, ZK: Ziliarkörper.

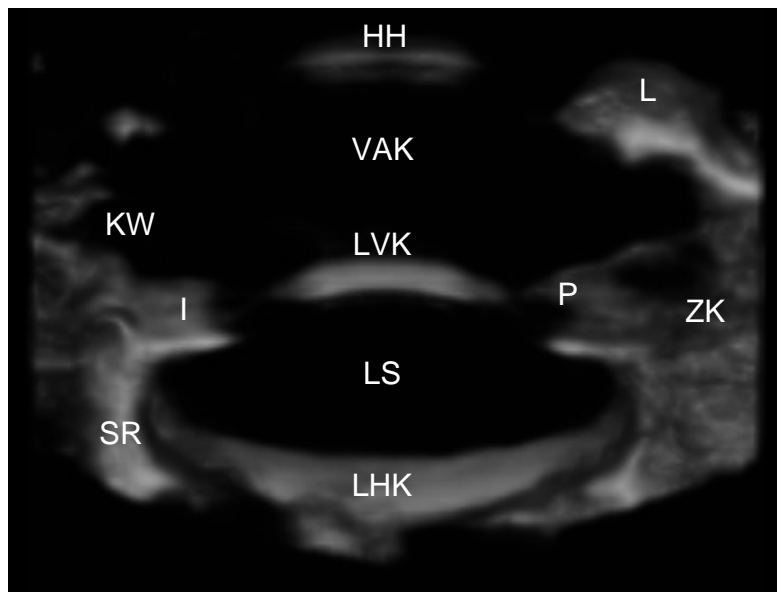


Abbildung 18: Physiologisches Uhuauge (Bubo bubo)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächenmodus, OS mit seitlicher Ansicht durch Wahl einer schmalen ROI-Box, Nachbearbeitung mittels elektronischem Skalpell; L: Lider, HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, P: Pupille, LVK: vordere Linsenkapsel, KW: Kammerwinkel, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, SR: Skleralring, ZK: Ziliarkörper.

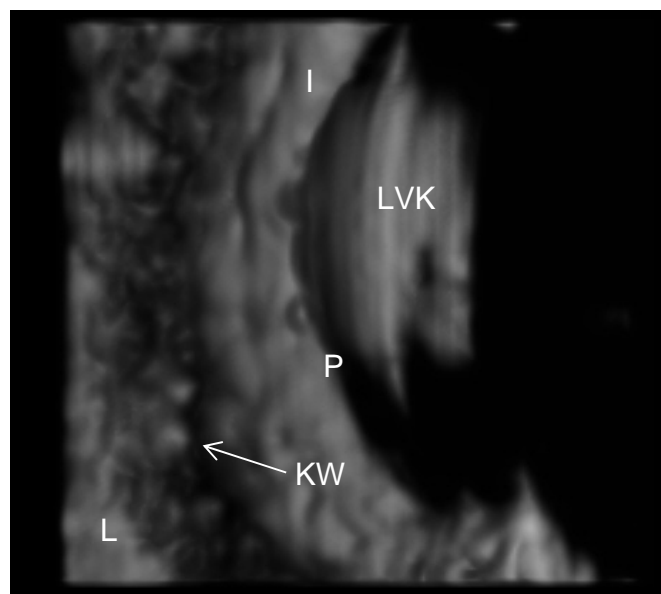


Abbildung 19: Physiologisches Gänseauge (Anser anser domesticus)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, Oberflächenmodus, OD in der seitlichen Aufsicht in Richtung Kammerwinkel, Nachbearbeitung mittels elektronischem Skalpell; L: Lider, I: Iris, P: Pupille, LVK: vordere Linsenkapsel, KW: Kammerwinkel.

4.2.2 Darstellbarkeit pathologischer Strukturen

Von den 91 untersuchten Patienten hatten 41,8 % der Tiere (n=38) pathologische Veränderungen im vorderen Augensegment. Dabei kamen die Veränderungen bei 52,6 % der Tiere (n=20) beidseitig und bei 47,4 % (n=18) einseitig vor. Somit traten bei den 38 Tieren pathologische Veränderungen im vorderen Augensegment an insgesamt 58 Augen auf.

Die Ursache der Veränderungen konnte nicht in allen Fällen geklärt werden, sie war oftmals aber traumatischer, infektiöser oder kongenitaler Ätiologie.

Die angefertigten dreidimensionalen Ultraschallbilder wurden mit der vorangegangenen ophthalmologischen und ophthalmoskopischen Untersuchung, den zweidimensionalen sonographischen Einzelbildern und gegebenenfalls mit postmortal angefertigten Bildern der fixierten und kallotierten Augen verglichen.

4.2.2.1 Kornea

Veränderungen der Hornhaut konnten bei 14,3 % der Patienten (n=13) beobachtet werden. Die Veränderungen lagen in 53,8 % der Fälle (n=7) beidseitig und in 46,2 % der Fälle (n=6) einseitig vor.

1. Keratoglobus:

Bei 7,7 % der Patienten (n=7, sechs Hühner (*Gallus gallus domesticus*) und eine Taube (*Columba livia*)) konnte ein Keratoglobus ophthalmologisch diagnostiziert werden. Dieser lag bei 71,4 % der Vögel (n=5) beidseitig und bei 28,6 % (n=2) einseitig vor. Als Ursache wurde bei den Haushühnern eine erblich bedingte Erkrankung angenommen. Bei der Taube war der Keratoglobus entweder viraler, traumatischer oder kongenitaler Ätiologie.

Sonographisch ließ sich ein Keratoglobus als Zunahme der Tiefe der vorderen Augenkammer und Abnahme des Hornhautdurchmessers bei 85,7 % der Tiere (n=6) darstellen (Vergleiche Abb. 20 und 21).

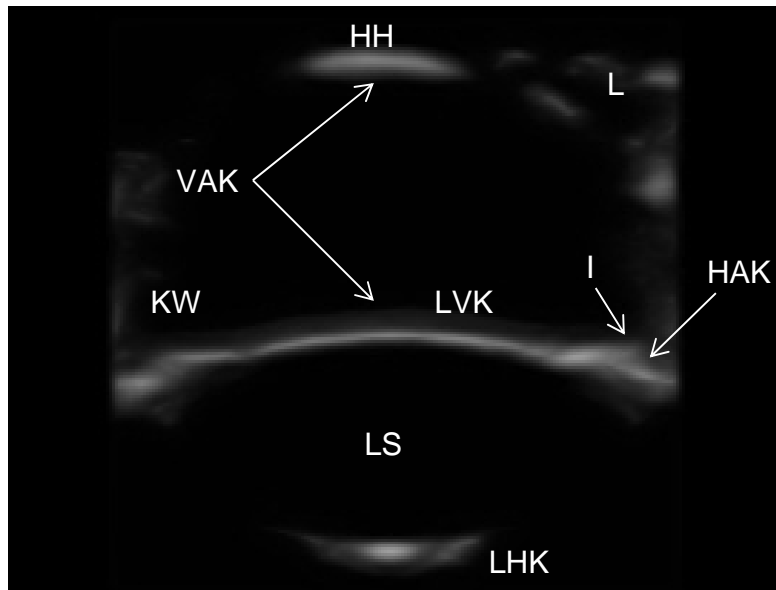


Abbildung 20: Keratoglobus bei einem Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. HH: verdünnte Hornhaut, VAK: vertiefte vordere Augenkammer, I: Iris, LVK: vordere Linsenkapsel, HAK: hintere Augenkammer im Anschnitt, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, KW: Kammerwinkel, L: Lider.

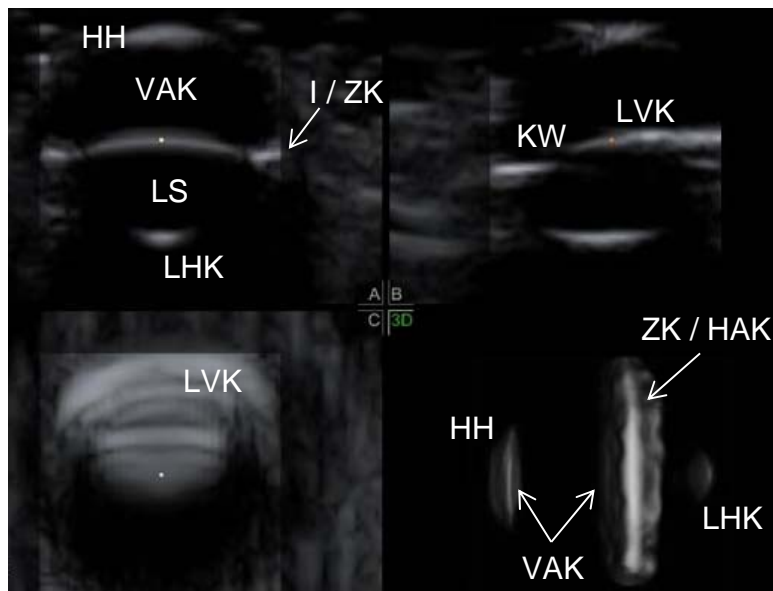


Abbildung 21: Keratoglobus bei einer Haustaube (*Columba livia*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan OS in der Oberflächendarstellung. Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. HH: Hornhaut, VAK: vertiefte vordere Augenkammer, I: Iris, LVK: vordere Linsenkapsel, HAK: hintere Augenkammer, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, ZK: Ziliarkörper, KW: Kammerwinkel.

2. Nicht-ulzerierende Keratitiden:

Bei 2,2 % der Patienten (n=2, eine Stockente (*Anas platyrhynchos*) und ein Waldkauz (*Strix aluco*)) konnte eine nicht-ulzerierende Keratitis in der ophthalmologischen Untersuchung festgestellt werden. Bei dem Waldkauz lag die Keratitis beidseitig vor, bei der Ente war nur das rechte Auge betroffen. Die Ursache der Keratitiden war wahrscheinlich traumatischer Natur.

Bei der Stockente lag nur eine geringgradig ausgeprägte länger bestehende Keratitis vor, welche sich sonographisch nicht darstellen ließ. Der Waldkauz hatte jedoch eine beidseitig stark ausgeprägte Keratitis, welche sich sonographisch durch Zunahme der Hornhautdicke und Darstellbarkeit der Hornhautperipherie zeigte (Vergleiche Abb. 22 und 23). Bei diesem Patienten lagen weiterhin multiple schwerwiegende Veränderungen an den Augen vor (Vergleiche Abschnitt *Uvea und Linse*).

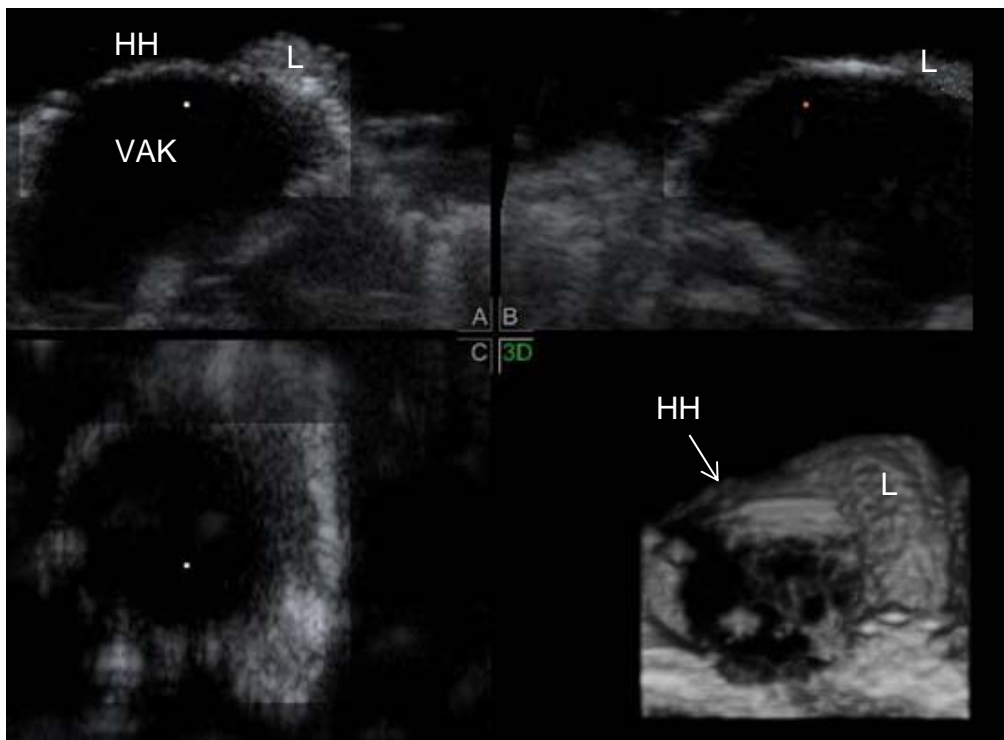


Abbildung 22: Keratitis bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan OD in der Oberflächendarstellung, seitliche Aufsicht auf die verdickte Hornhaut. HH: verdickte Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, L: Lider.

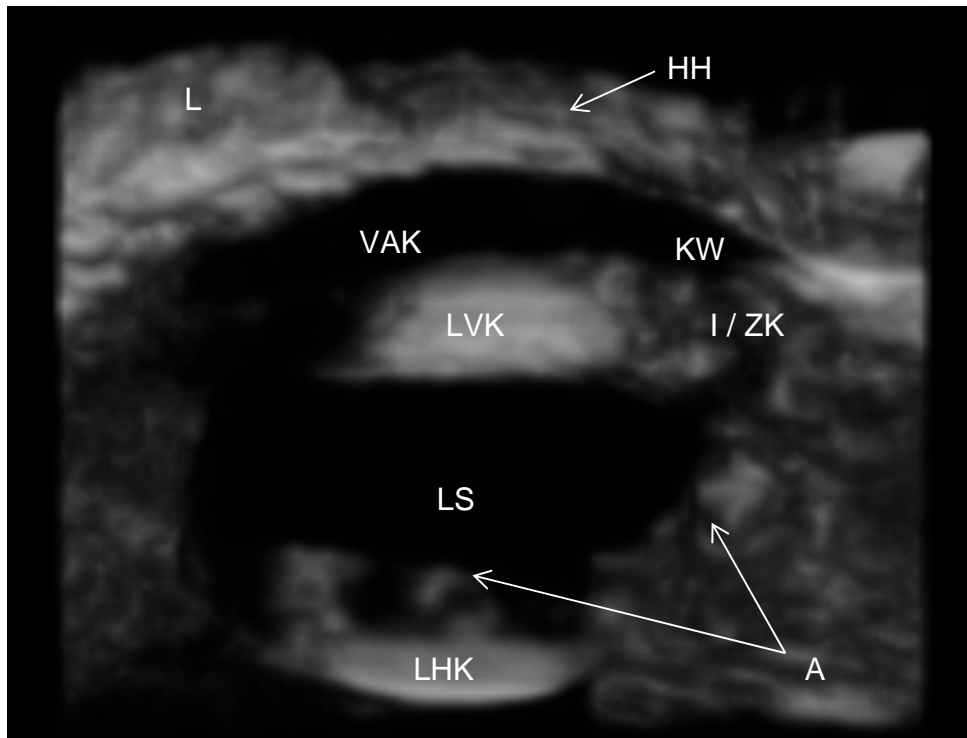


Abbildung 23: Keratitis bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, OS in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. Gleicher Patient wie in Abb. 22; HH: verdickte Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, L: Lider, I: Iris, LVK: vordere LinsenkapSEL, LS: Linsenstroma, LHK: hintere LinsenkapSEL, ZK: Ziliarkörper, KW: Kammerwinkel, A: Artefakt.

3. Ulzerierende Keratitiden:

Eine Keratitis mit Substanzverlust, wurde lediglich in einem Sonderfall sonographisch untersucht (1,1 %), da wie in Kapitel C.2 *Untersuchungsmethoden* bereits erwähnt, ein Ulkus als Kontraindikation für die Ultraschalluntersuchung galt. Ein Mäusebussard (*Buteo buteo*), bei dem die perforierende Hornhautverletzung als alt und abgeheilt galt, stellte den Patienten dar. Die Ursache war ein vorausgegangenes Trauma.

Sonographisch war es jedoch nicht möglich, den abgeheilten Defekt oder eine Verdünnung oder umliegende Verdickung der Hornhaut darzustellen.

4. Nicht-entzündliche Keratopathien:

Bei 2,2 % der Patienten (n=2, zwei Haushühner (*Gallus gallus domesticus*)) konnte in der ophthalmologischen Untersuchung eine nicht-entzündliche Keratopathie festgestellt werden. Die Veränderung lag bei einem Patienten einseitig und bei dem anderen beidseitig vor. Sie stellte

sich als milchige Trübung der Hornhaut dar. Es wurde eine nicht-entzündliche Ätiologie angenommen.

Sonographisch konnten die Keratopathien nicht dargestellt werden, da keine Dickenzunahme der Hornhaut vorlag.

D.2.2.2 Vordere und hintere Augenkammer

Pathologische Veränderungen traten bei 13,2 % der Patienten (n=12) auf und waren nur in der vorderen Augenkammer zu finden. Die Veränderungen traten in 91,7 % der Fälle (n=11) einseitig und in 8,3 % der Fälle (n=1) beidseitig auf. Es handelte sich dabei um Blut, Fibrin oder um freie Zellen.

1. Hyphaema:

Bei 8,8 % der Patienten (n=8, ausschließlich Wildvögel: ein Buchfink (*Fringilla coelebs*), ein Grünspecht (*Picus viridis*), eine Waldschnepfe (*Scolopax rusticola*), eine Rauchschwalbe (*Hirundo rustica*), ein Kuckuck (*Cuculus canorus*), eine Stockente (*Anas platyrhynchos*), ein Turmfalke (*Falco tinnunculus*) und ein Waldkauz (*Strix aluco*)) konnte in der ophthalmologischen Untersuchung eine Einblutung in das vordere Augensegment festgestellt werden. Bei allen Patienten wurde das Hyphaema nur einseitig beobachtet. Die Ursache war in jedem Fall ein vorangegangenes Trauma.

Sonographisch ließen sich die Einblutungen in die vordere Augenkammer nur bei 50 % der Vögel (n=4) gut darstellen, bei 25 % der Patienten (n=2) war das Hyphaema schlecht, bei 25 % der Tiere (n=2) gar nicht darstellbar.

Einblutungen stellten sich im Ultraschall je nach Grad der Einblutung als schwache hypo- bis stark hyperechogene Strukturen dar (Vergleiche Abb. 24 und 25).

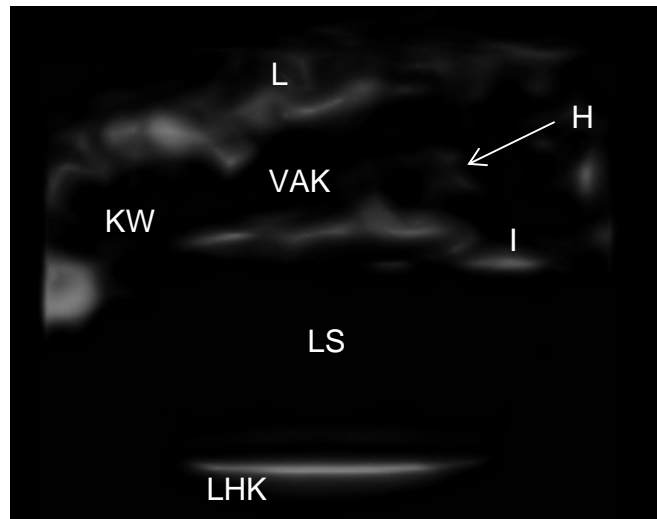


Abbildung 24: Hyphaema bei einer Rauchschnalbe (*Hirundo rustica*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpell, Hornhaut durch geschlossene Lider nicht darstellbar; L: Lider, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, H: Hyphaema, KW: Kammerwinkel.

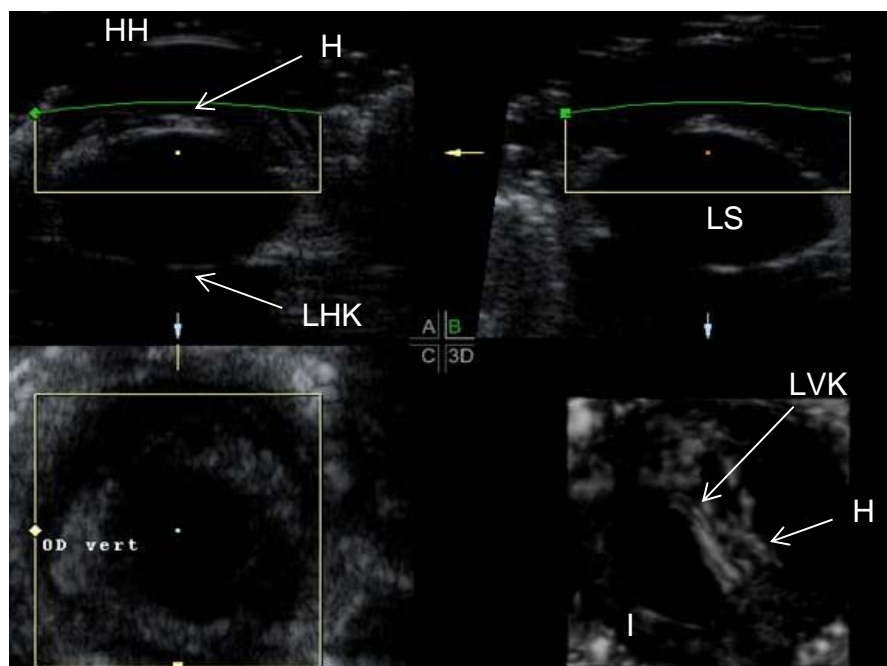


Abbildung 25: Hyphaema bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan OD in der Oberflächendarstellung, Aufsicht auf das Hyphaema und die vordere Linsenkapsel. HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LVK: vordere Linsenkapsel, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, H: Hyphaema.

2. Fibrin:

Bei 4,4 % der untersuchten Vögel (n=4, ein Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*), ein Turmfalke (*Falco tinnunculus*), ein Waldkauz (*Strix aluco*) und eine Sumpfohreule (*Asio flammeus*)) konnte ophthalmologisch oder bei der pathologischen Untersuchung der Augen eine einseitige Fibrinansammlung in der vorderen Augenkammer festgestellt werden. Die Ursache lag bei den Wildvögeln vermutlich in einem vorangegangenen Trauma. Bei dem Haushuhn wurde eine entzündliche Ätiologie der Fibrinablagerung angenommen.

Sonographisch konnte Fibrin auch bei einer hochgradigen Ansammlung nicht oder nur sehr schlecht dargestellt werden. Die Abbildung 26 zeigt das postmortal angefertigte Bild einer hochgradigen Fibrineinlagerung in die vordere Augenkammer bei einem Waldkauz. Abbildung 27 zeigt das dazugehörige Ultraschallbild. In der zwei- und dreidimensionalen Sonographie ließ sich das Fibrin lediglich schwach echogen bei 25 % der Patienten (n=1) darstellen.

3. Freie Zellen:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, ein Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)) konnte in der ophthalmologischen Untersuchung beidseitig freie Zellen in der vorderen Augenkammer festgestellt werden. Eine entzündliche Ätiologie wurde angenommen.

Sonographisch ließen sich diese Zellen jedoch nicht darstellen.

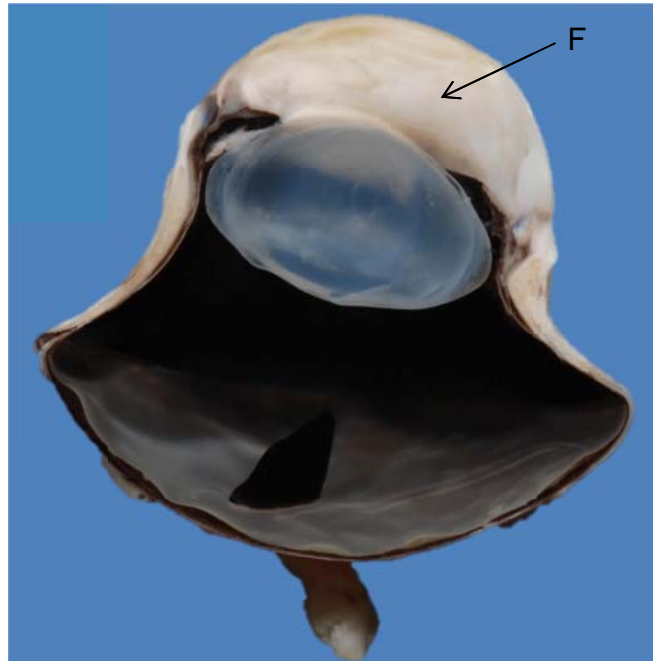


Abbildung 26: Fibrineinlagerung bei einem Waldkauz (Strix aluco)

OS, ventraler Bulbus, Blende 22, Belichtung 1/160 sek. Hochgradige Fibrinablagerung in die vordere Augenkammer (→ F) und nicht-ulzerierende Keratitis. Gleicher Patient wie in Abb. 27.

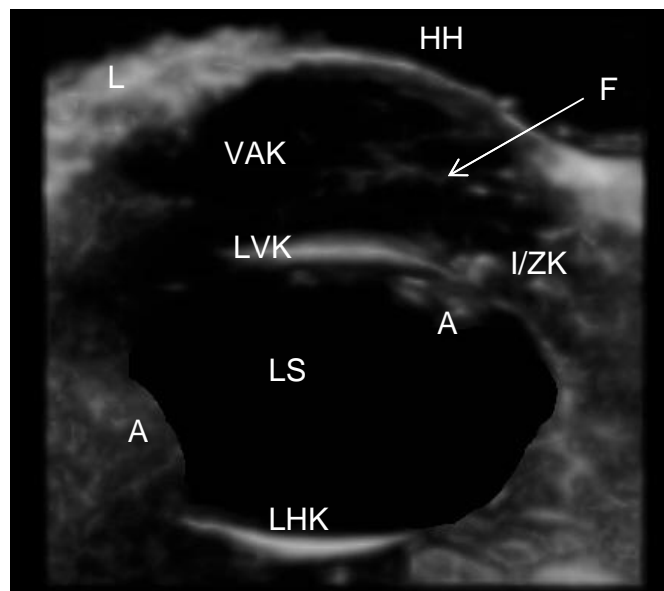


Abbildung 27: Fibrineinlagerung bei einem Waldkauz (Strix aluco)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, OS in der Oberflächendarstellung, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpells. Gleicher Patient wie in Abb. 26; HH: verdickte Hornhaut, L: Lider, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, ZK: Ziliarkörper, LVK: vordere Linsenkapsel, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, F:Fibrin, A: Artefakte.

4.2.2.3 Uvea

Pathologische Veränderungen der Uvea konnten bei 19,8 % der Patienten (n=18) festgestellt werden. In 88,9 % der Fälle (n=16) traten die Veränderungen einseitig, in 11,1 % der Fälle (n=2) beidseitig auf. Am häufigsten waren Synechien und Iriszysten zu beobachten.

1. Uveitis:

Da wie im Abschnitt *B.3.2.4 Uvea* beschrieben bei einer Uveitis vielseitige Symptome vorhanden sein konnten, war es schwierig die genaue Patientenzahl zu ermitteln, welche an einer Uveitis litt oder gelitten hatte, da einzelne Veränderungen auch bei anderen Krankheitsbildern auftreten konnten.

Lediglich bei 1,1 % der untersuchten Patienten (n=1, ein Nymphensittich (*Nymphicus hollandicus*)) konnte die Diagnose phakoanaphylaktische Uveitis gestellt werden. Der Patient litt an einer Linsenruptur aufgrund einer hochgradigen Katarakt der Linse, woraufhin eine Entzündung der umliegenden Uvea entstand.

Sonographisch konnte die Ruptur und die Katarakt nachgewiesen werden und eine Dickenzunahme von Iris, Ziliarkörper und Linse konnte beobachtet werden (Vergleiche Abb. 28, 46 und Abschnitt *Dislokation der Linse*).

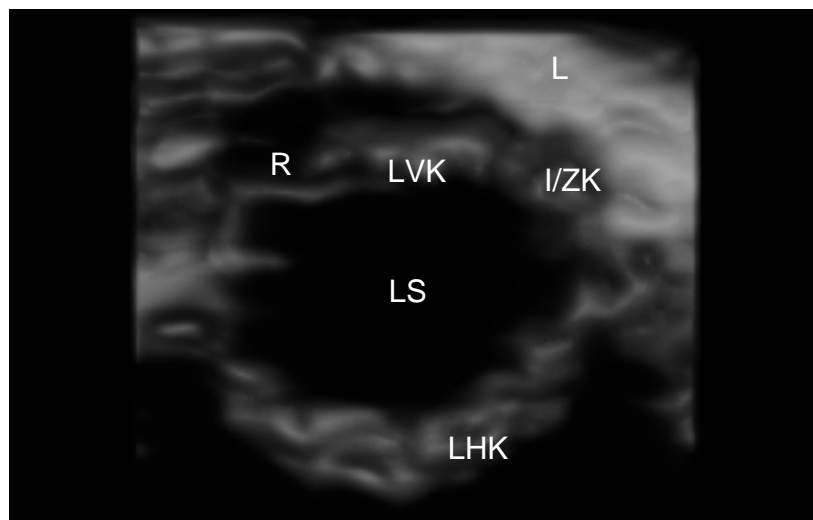


Abbildung 28: phakoanaphylaktische Uveitis bei einem Nymphensittich (*Nymphicus hollandicus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächendarstellung, OS in der seitlichen Aufsicht. phakoanaphylaktischer Uveitis, Linsenruptur und Cataracta hypermatura erkennbar, gleicher Patient wie in Abb. 48; L: Lider, LVK: vordere LinsenkapSEL, I: Iris, ZK: Ziliarkörper, LS: Linsenstroma, LHK: hintere LinsenkapSEL, R: Linsenruptur.

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, eine Haustaube (*Columba livia*)) konnte als alleinige Veränderungen des linken Auges eine Verfärbung der Iris beobachtet werden. Dabei war der nasale Teil der Iris halbmondförmig dunkelrot verfärbt (Siehe Abbildung 29).

Sonographisch konnte kein Unterschied in der Echogenität oder Dicke der Iris festgestellt werden.

In den restlichen Fällen konnte die Diagnose Uveitis nicht gestellt werden, oft aber der Verdacht geäußert werden, dass die vorliegenden Befunde durch eine vorangegangene Uveitis verursacht worden waren.



Abbildung 29: farblich veränderte Iris bei einer Taube (*Columba livia*)

Blende 14, Belichtung 1/125 sek., OS mit nasal farblich veränderter Iris.

2. Iriszysten:

Bei 6,6 % der Patienten (n=6) konnten ophthalmologisch eine oder mehrere Iriszysten diagnostiziert werden. Die Zysten kamen in 33,3 % der Fälle (n=2) beidseitig und in 66,7 % der Fälle (n=4) einseitig vor. Bei den Patienten handelte es sich ausschließlich um Hausgänse (*Anser anser domesticus*) und die Veränderungen stellten Zufallsbefunde dar. Eine angeborene Ätiologie wurde bei allen Patienten angenommen.

Sonographisch konnten die Iriszysten lediglich bei 66,7 % der Patienten (n=4) dargestellt werden. Dabei kam es vor allem auf die Größe und Lage der Zysten an. Sehr kleine und am peripheren Irisrand gelegene Zysten konnten nicht oder nur teilweise als schwach echogene Strukturen dargestellt werden. Größere und am Pupillenrand gelegene Iriszysten waren bereits im zweidimensionalen Ultraschallbild gut zu erkennen (Vergleiche Abb. 30). Im 3D-Ultraschall stellten sich die Zysten als rundliche schwach bis stärker echogene Strukturen dar, wobei Stroma und Rinde stets die gleiche Echogenität aufwiesen (Vergleiche Abb. 31). Allerdings stellten sich die Iriszysten sonographisch stets weniger prägnant als in der ophthalmologischen Untersuchung dar (Vergleiche Abb. 32).

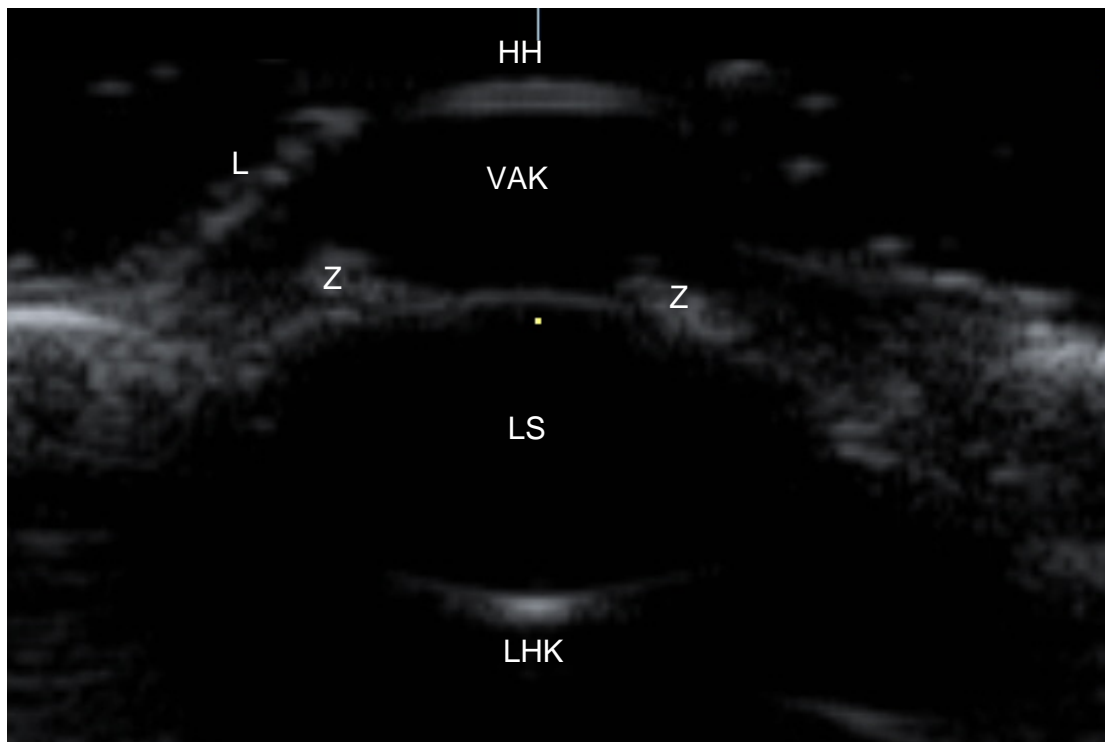


Abbildung 30: Iriszysten bei einer Hausgans (*Anser anser domesticus*)

Zweidimensionales Ultraschallschnittbild in der axialen horizontalen Schallebene. OD, gleicher Patient wie in Abb. 32; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, LHK: hintere Linsenkapsel, VAK: vordere Augenkammer, Z: Iriszyste.

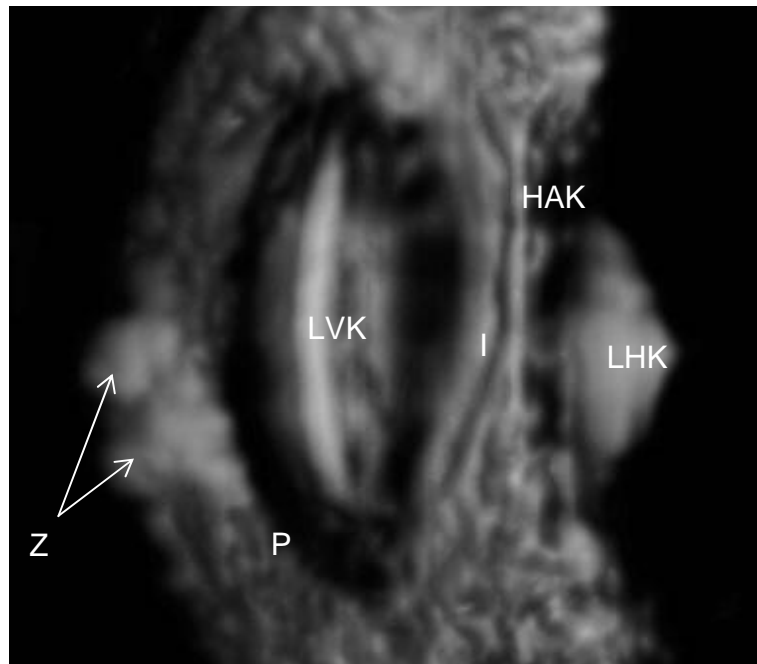


Abbildung 31: Iriszysten bei einer Hausgans (*Anser anser domesticus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen horizontalen Schallebene, Oberflächendarstellung, OS in der seitlichen Aufsicht, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpell; LVK: vordere LinsenkapSEL, P: Pupille, I: Iris, HAK: hintere Augenkammer, LHK: hintere LinsenkapSEL, Z: Iriszyste.



Abbildung 32: Iriszyste bei einer Hausgans, (*Anser anser domesticus*)

fotographische Dokumentation, OS mit multiplen Iriszysten, gleicher Patient wie in Abb. 30.

3. Synechien:

Bei 5,5 % der Patienten (n=5, eine Waldschnepfe (*Scolopax rusticola*), eine Stockente (*Anas platyrhynchos*), eine Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*), ein Mäusebussard (*Buteo buteo*) und ein Sperber (*Accipiter nisus*)) konnte in der ophthalmologischen Untersuchung eine einseitige Synechie festgestellt oder der Verdacht darauf ausgesprochen werden.

Dabei lag bei 20 % der Patienten (n=1, ein Mäusebussard (*Buteo buteo*)) eine anteriore und bei 80 % der Patienten (n=4) eine posteriore Synechie vor. Die Ursache konnte nicht vollständig geklärt werden und war entweder traumatischer Natur oder die Folge einer Uveitis.

Sonographisch konnte die anteriore Synechie nicht dargestellt werden, die posterioren Synechien waren nur in 25 % der Fälle (n=1) im Ultraschall darstellbar.

Die hintere Synechie stellte sich im Ultraschall als eine Verdickung der Iris und vorderen Linsenkapsel und dem Verlust der Pupille dar (Vergleiche Abb. 33 und 34).

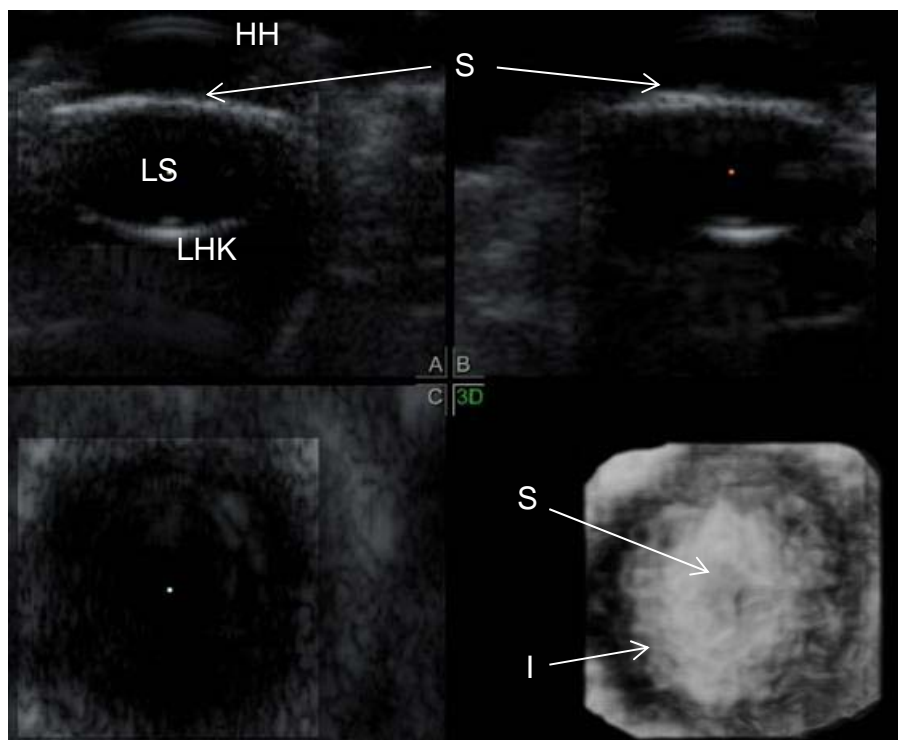


Abbildung 33: Synechia posterior bei einem Sperber (*Accipiter nisus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan OD in der Oberflächendarstellung, Aufsicht auf die vordere Linsenkapsel, Iris und der posterioren Synechie, Verlust der Pupille. Gleicher Patient wie in Abb. 34; HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsenkapsel, S: posteriore Synechie.

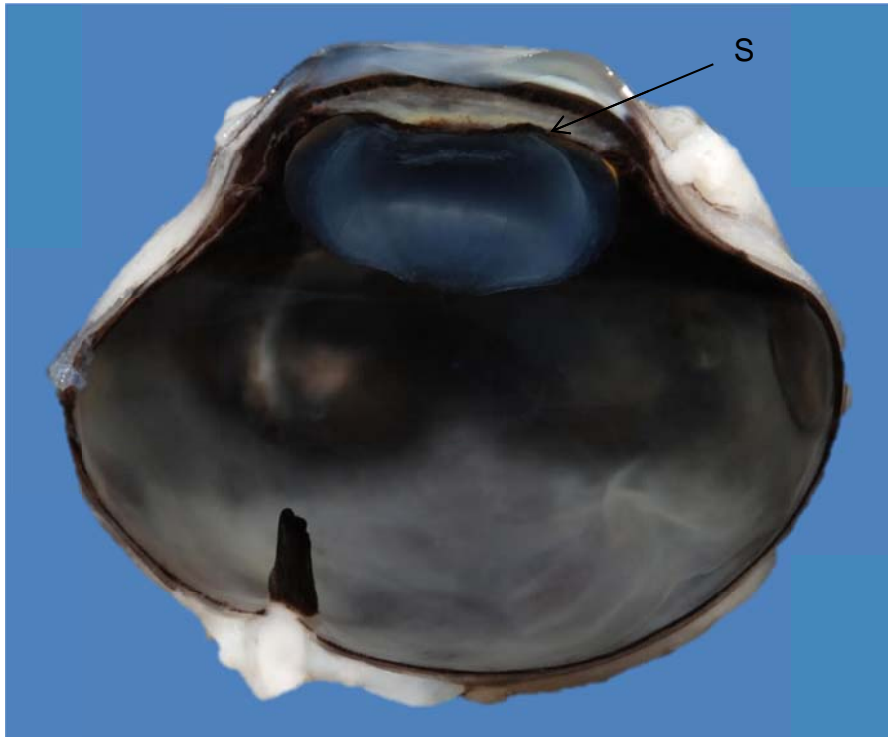


Abbildung 34: Synechia posterior bei einem Sperber (*Accipiter nisus*)

Gleicher Patient wie in Abb. 33, OD, dorsaler Bulbus, Blende 16, Belichtung 1/160 sek. Geringgradig artifizell eingesunkene vordere Augenkammer, posteriore Synechie (→ S) durch Verklebung der Iris mit der vorderen Linsenkapsel erkennbar.

Bei 5,4 % der Patienten (n=5, eine Krähe (*Corvus corone corone*), ein roter Sichler (*Eudocimus ruber*), zwei Hausgänse (*Anser anser domesticus*) und ein Rauhußbussard (*Buteo lagopus*)) konnte ein **unregelmäßiger Pupillenrand** in der ophthalmologischen Untersuchung diagnostiziert werden. Hier lag der Verdacht nahe, dass es sich um alte gelöste Synechien handelte.

Sonographisch waren diese Formveränderungen jedoch stets schlecht erkennbar und meist nur mit Vorkenntnissen zu finden. Abbildung 35 zeigt die erkennbare formveränderte Pupille bei einem Rauhußbussard.

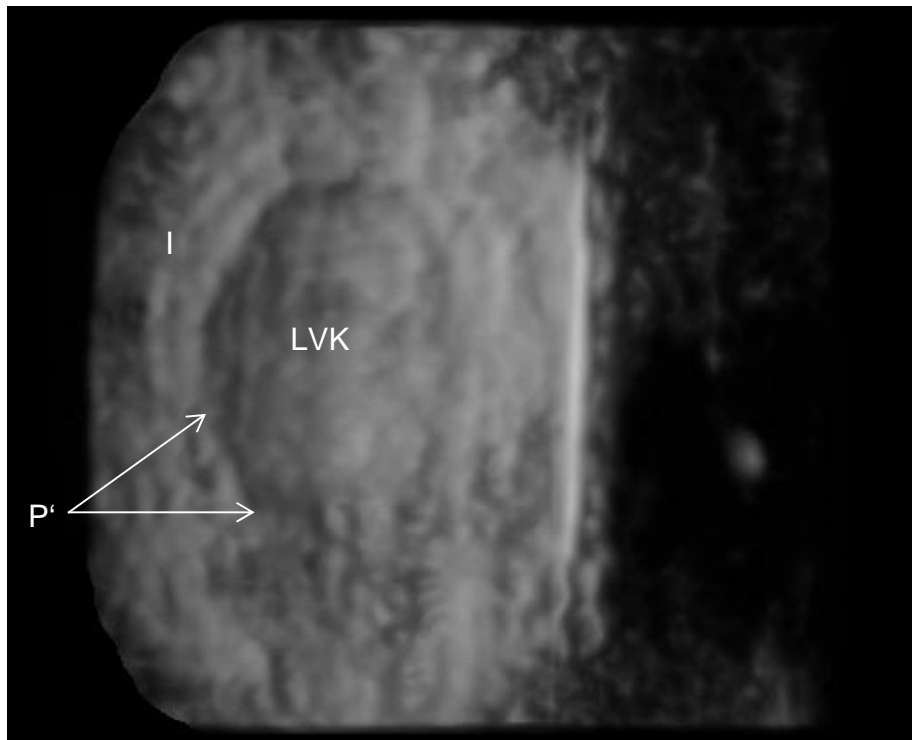


Abbildung 35: veränderte Pupille bei einem Raufußbussard (*Buteo lagopus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Schrägaufsicht auf Iris und Linsenvorderkapsel, Nachbearbeitung mittels elektronischen Skalpell; I: Iris, LVK: vordere Linsenkapsel, P': unregelmäßige Pupille.

4. Iris bombata:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, ein Haushuhn) konnte eine einseitige vollständige hintere Synechie mit Vorwölbung der Iris in die vordere Augenkammer beobachtet werden. Als Ursache wurde eine vorausgegangene Entzündung des Auges angenommen.

Sonographisch ließ sich die Iris verdickt, als rundliche Vorwölbung in die vordere Augenkammer darstellen, wobei gleichzeitig die hintere Augenkammer vergrößert war. Ihr Inhalt stellte sich schwach hypo- bis anechogen dar (Vergleiche Abb. 36).

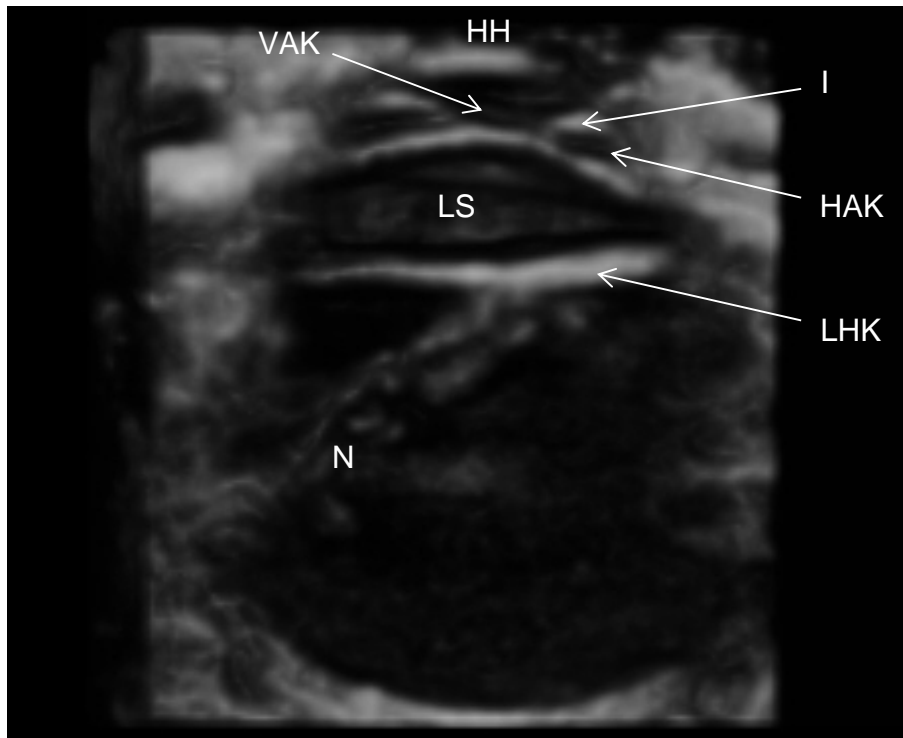


Abbildung 36: Iris bombata bei einem Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächendarstellung, OS in der seitlichen Aufsicht auf das Auge, zusätzlich zur Iris bombata ist eine Netzhautablösung zu erkennen, gleicher Patient wie in Abb. 48 und 50; HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, HAK: hintere Augenkammer, I: Iris, LHK: hintere Linsenkapsel, LS: Linsenstroma, N: abgelöste Netzhaut.

5. Iriskolobom:

Bei 2,2 % der Patienten (n=2, ein Waldkauz (*Strix aluco*) und eine Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)) konnte in der ophthalmologischen Untersuchung bei jeweils einem Auge ein Loch in der Iris festgestellt werden. Als Ursache war bei dem Waldkauz ein vorangegangenes Trauma anzunehmen, da noch weitere schwerwiegende Veränderungen wie Iridodialysis und Luxatio posterior der Linse vorlagen (Vergleiche auch *Abschnitt Linse und Iridodialysis*). Bei der Blaustirnamazone wurde als Ursache für das Kolobom ein diagnostiziertes Glaukom oder eine altersabhängige Entwicklung angenommen.

Sonographisch konnte das Loch in der Iris in beiden Fällen dargestellt werden (Vergleiche Abb. 37, 38 und 39). Es war im Ultraschall durch ein hypo- bis anechogenes Loch in der Iris gekennzeichnet.

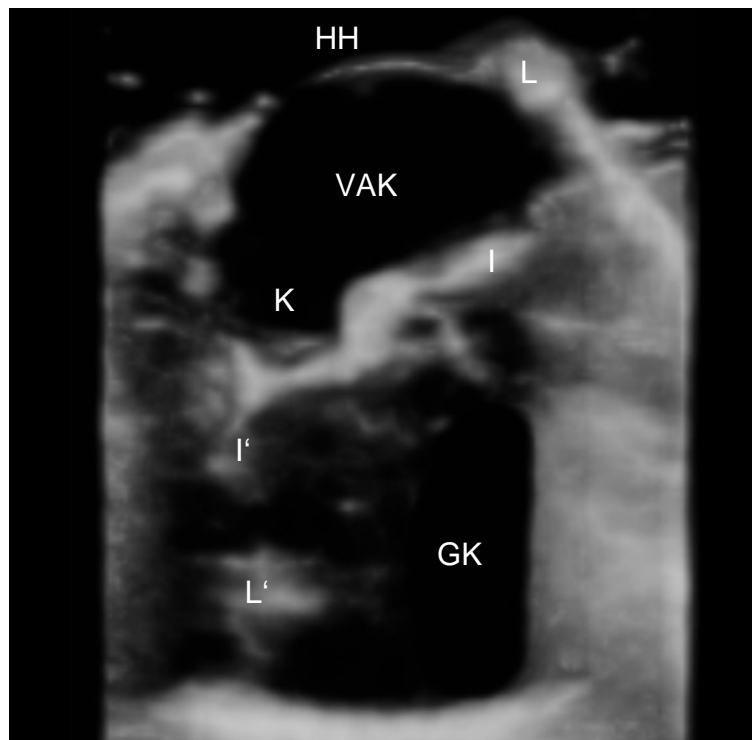


Abbildung 37: Iridodialysis, Iriskolobom und Linsenluxation bei einem Waldkauz (Strix aluco)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Oberflächendarstellung, OD mit seitlicher Aufsicht auf das Auge, gleicher Patient wie in Abb. 38, 40 und 41; HH: Hornhaut, L: Lider, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, I': Iridodialysis, K: Iriskolobom, L': Linse in Auflösung, GK: Glaskörper.

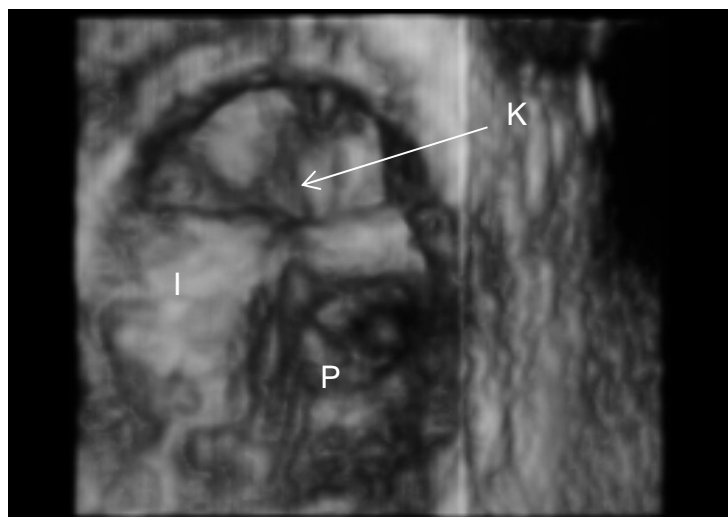


Abbildung 38: Iridodialysis und Iriskolobom bei einem Waldkauz (Strix aluco)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Seitliche Aufsicht auf Iris und Pupille, Hornhaut nicht dargestellt; gleicher Patient wie in Abb. 37, 40 und 41; I: Iris, P: Pupille, K: Iriskolobom.

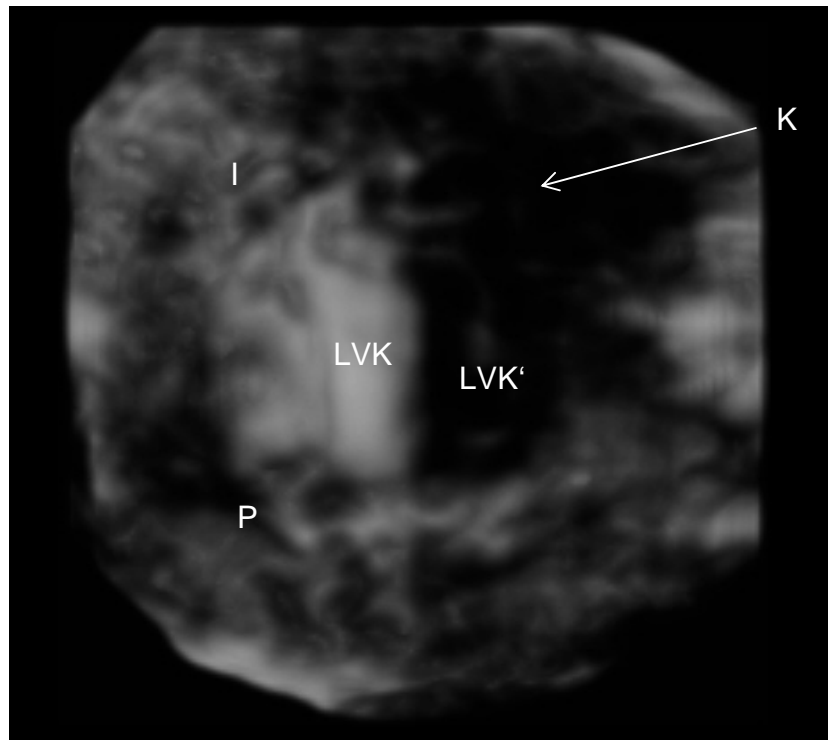


Abbildung 39: Iriskolobom bei einer Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OS in der Oberflächendarstellung, Aufsicht auf Iris, Pupille und vordere Linsenkapsel, Hornhaut nicht dargestellt, Durch Schrägschnitt durch die Linse liegt die rechte Linsenhälfte im Schallschatten und stellt sich hypoechogen dar; I: Iris, LVK: vordere Linsenkapsel, LVK': vordere Linsenkapsel im Schallschatten, P: Pupille, K: Iriskolobom.

6. Iridodialysis:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, der oben erwähnte Waldkauz (*Strix aluco*)) konnte in der pathologischen Untersuchung eine Zerreißung der Iris und Verlagerung in den Glaskörperraum festgestellt werden (Vergleiche Abb. 41). Wie oben erwähnt handelte es sich dabei ätiologisch um ein Trauma.

Sonographisch stellte sich die Zerreißung als hyperechogene Lokalisation der Iris im Glaskörperraum dar, wobei noch eine teilweise Verbindung zum Ziliarkörper und restlichem Irisgewebe bestand (Vergleiche Abb. 37, 40 und 41).

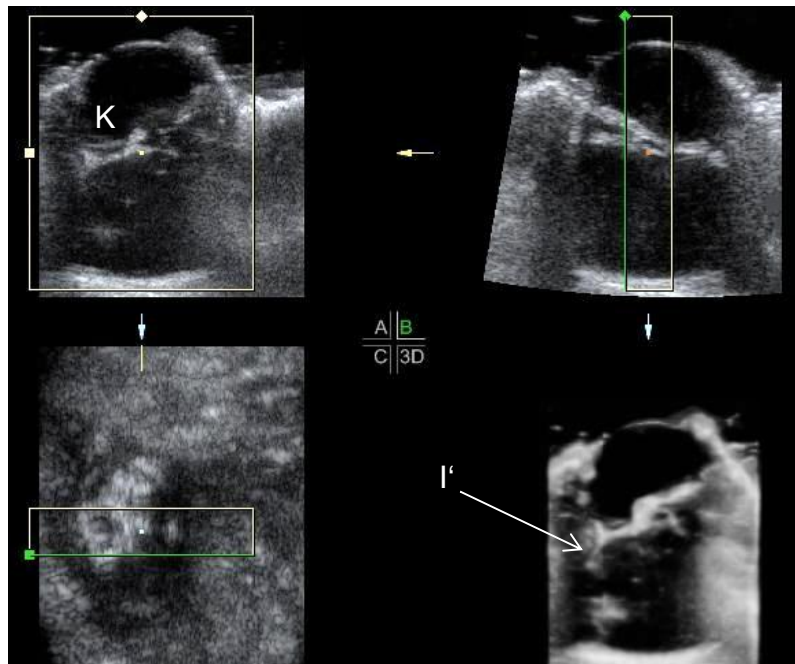


Abbildung 40: Iridodialysis bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan in der Oberflächendarstellung, OD in der seitlichen Aufsicht, gleicher Patient wie in Abb. 37, 38 und 41; I': Iridodialysis, K: Iriskolobom.



Abbildung 41: Iridodialysis bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

OD, ventraler Bulbus, Blende 11, Belichtung 1/160 sek. Gleicher Patient wie in Abb. 37, 38 und 40. Schnitt durch das Iriskolobom, daher Pupille nicht durchtrennt. Iridodialysis und Linsenluxation nach posterior mit anschließender Auflösung der Linse, zusätzlich Netzhaut- und Augenfächeratrophie.

4.2.2.4 Linse

Bei 17,6 % der untersuchten Patienten (n=16) konnte in der ophthalmologischen oder pathologischen Untersuchung eine Veränderung der Linse festgestellt werden. Die Veränderungen traten in 68,8 % der Fälle (n=11) einseitig und in 31,2 % der Fälle (n=5) beidseitig auf. Am häufigsten handelte es sich bei den pathologischen Veränderungen um Katarakte.

1. Katarakt:

16,5 % der Patienten (n=15, vier Haushühner (*Gallus gallus domesticus*), eine Krähe (*Corvus corone corone*), ein Kuckuck (*Cuculus canorus*), eine Stockente (*Anas platyrhynchos*), ein Uhu (*Bubo bubo*), ein Turmfalke (*Falco tinnunculus*), ein Mäusebussard (*Buteo buteo*), ein Sperber (*Accipiter nisus*), drei Blaustirnamazonen (*Amazona aestiva*) und ein Nymphensittich (*Nymphicus hollandicus*)) wiesen in der ophthalmologischen Untersuchung eine Trübung der Linse auf. Die Katarakt lag in 33,3 % der Fälle beidseitig und in 66,7 % der Fälle einseitig vor.

Es lagen unterschiedliche Ursachen vor, welche nicht immer geklärt werden konnten.

Bei den Haushühnern konnte es sich um eine erbliche oder degenerativ entwickelte Form der Katarakt handeln oder eine vorangegangene Uveitis die Ursache darstellen.

Bei der Krähe, dem Kuckuck und der Stockente lag vermutlich eine traumatische oder infektiöse Ätiologie zugrunde.

Bei dem Uhu, dem Mäusebussard, dem Sperber und dem Turmfalken wurde aufgrund von weiteren vermutlich traumatisch bedingten Veränderungen im Auge ein Trauma als Ursache angenommen.

Bei den Blaustirnamazonen und dem Nymphensittich wurde eine altersabhängige Entstehung der Katarakt angenommen.

Sonographisch konnte eine Katarakt nur in 33,3 % der Fälle (n=5) gut dargestellt werden, in 53,4 % der Fälle (n=8) nur unsicher und in 13,3 % der Fälle (n=2) gar nicht diagnostiziert werden. Die Darstellbarkeit mittels Ultraschall war abhängig vom Grad der Katarakt, geringgradig ausgeprägte Linsentrübungen konnten im Ultraschall genau wie punktförmige Katarakte in der Regel gar nicht dargestellt werden. Zusätzlich sahen Katarakte in der ophthalmologischen Untersuchung oftmals prägnanter als in der sonographischen Untersuchung aus.

Bei einer kapsulären Katarakt waren vordere und manchmal auch hintere Linsenkapsel und die Iris hyperechogen und verdickt darstellbar. Beim Vorliegen einer posterioren kapsulären

Katarakt konnte die hintere Linsen kapsel bis in die Peripherie dargestellt werden. Bei einer nuklearen Katarakt stellte sich das sonst anechogene Linsenstroma hypo- bis mäßig echogen dar und konnte oftmals leicht mit Artefakten im Stroma verwechselt werden.

Aufgrund der verdickten Linsen kapsel konnte es zu Wiederholungsartefakten hinter der Linsen kapsel kommen (Vergleiche Abb. 42 und 43).

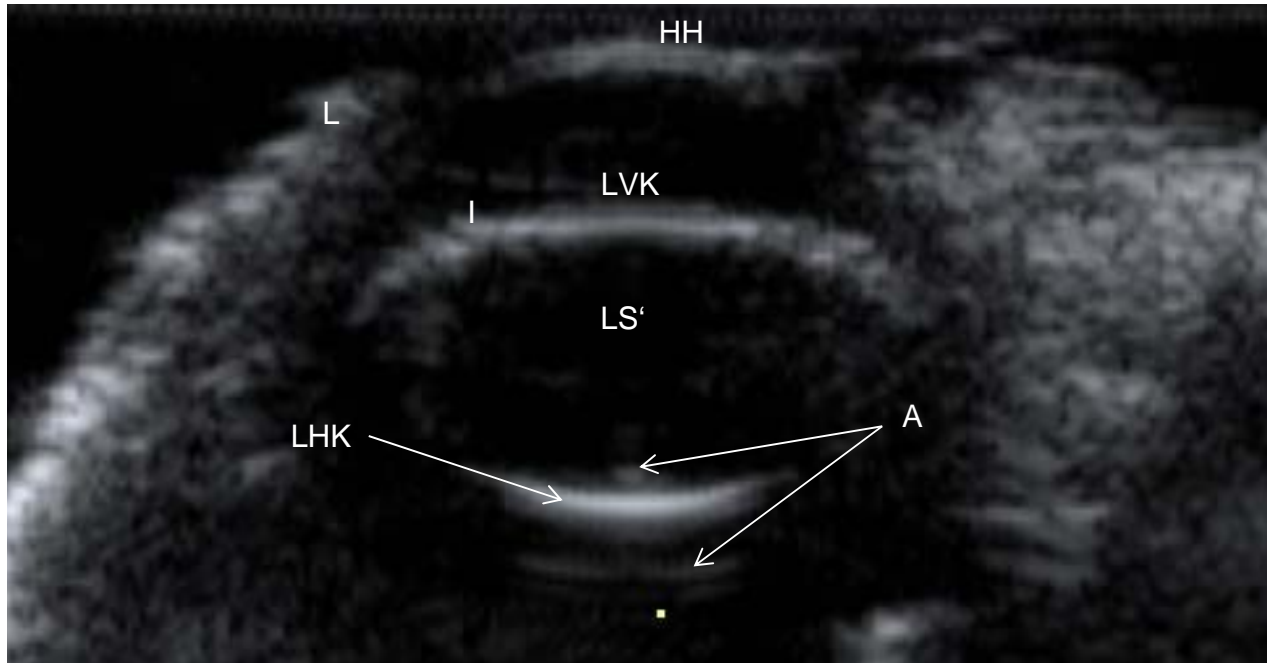


Abbildung 42: Katarakt bei einer Rabenkrähe (*Corvus corone corone*)

Zweidimensionales Ultraschallschnittbild in der axialen vertikalen Schallebene. OS mit kortikaler und geringgradig capsulärer Katarakt und Wiederholungsechos, gleicher Patient wie in Abb. 43 und 44; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, LVK: vordere Linsen kapsel, LHK: hintere Linsen kapsel, LS': teilweise echogenes Linsenstroma, VAK: vordere Augenkammer, A: Artefakt.

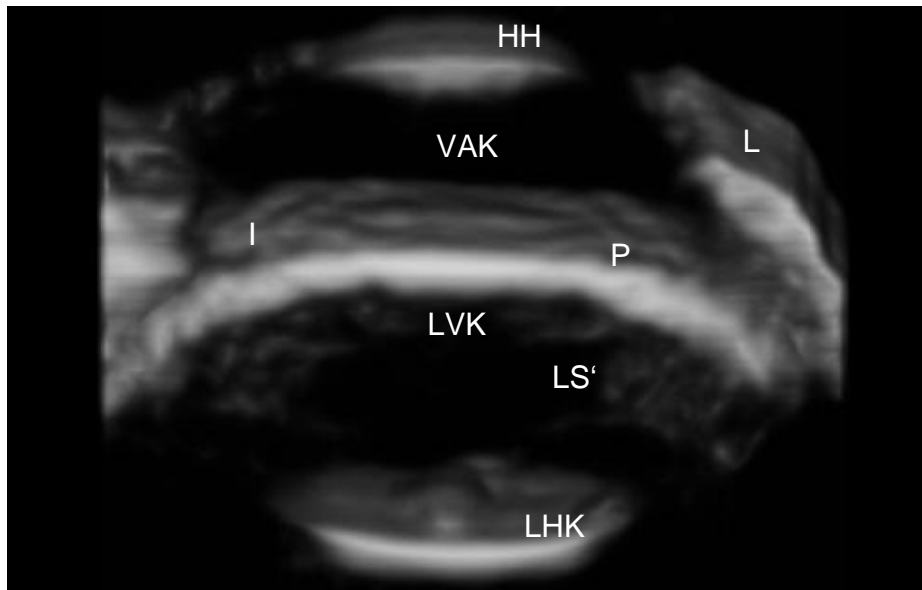


Abbildung 43: Katarakt bei einer Rabenkrähe (*Corvus corone corone*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf das Auge mit nuklearer und capsulärer Katarakt, gleicher Patient wie in Abb. 42 und 44; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, P: Pupille, LVK: vordere LinsenkapSEL, LHK: hintere LinsenkapSEL, LS': teilweise echogenes Linsenstroma, VAK: vordere Augenkammer, A: Artefakt.

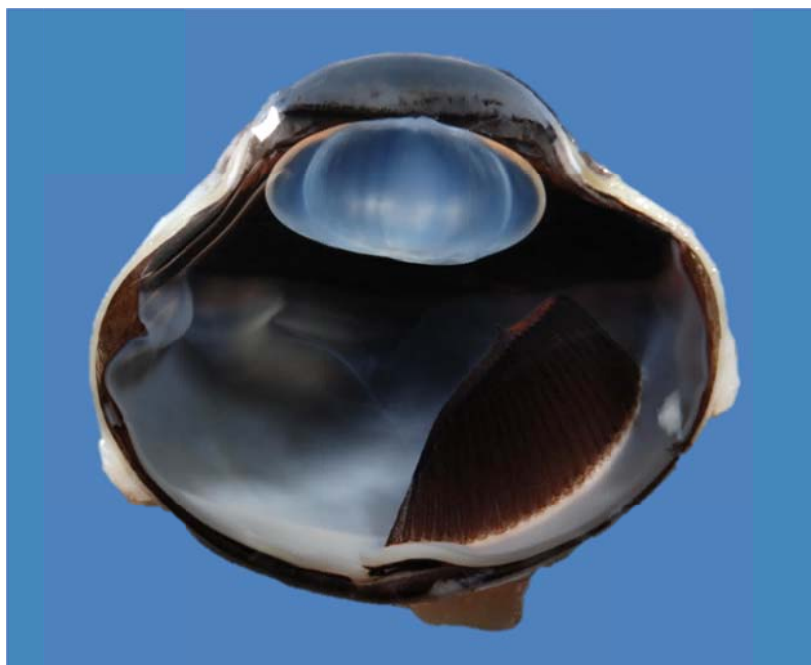


Abbildung 44: Katarakt bei einer Rabenkrähe (*Corvus corone corone*)

OS, ventraler Bulbus, Blende 14, Belichtung 1/160 sek. capsuläre Katarakt (vor allem der vorderen LinsenkapSEL) erkennbar. Gleicher Patient wie in Abb. 42 und 43.

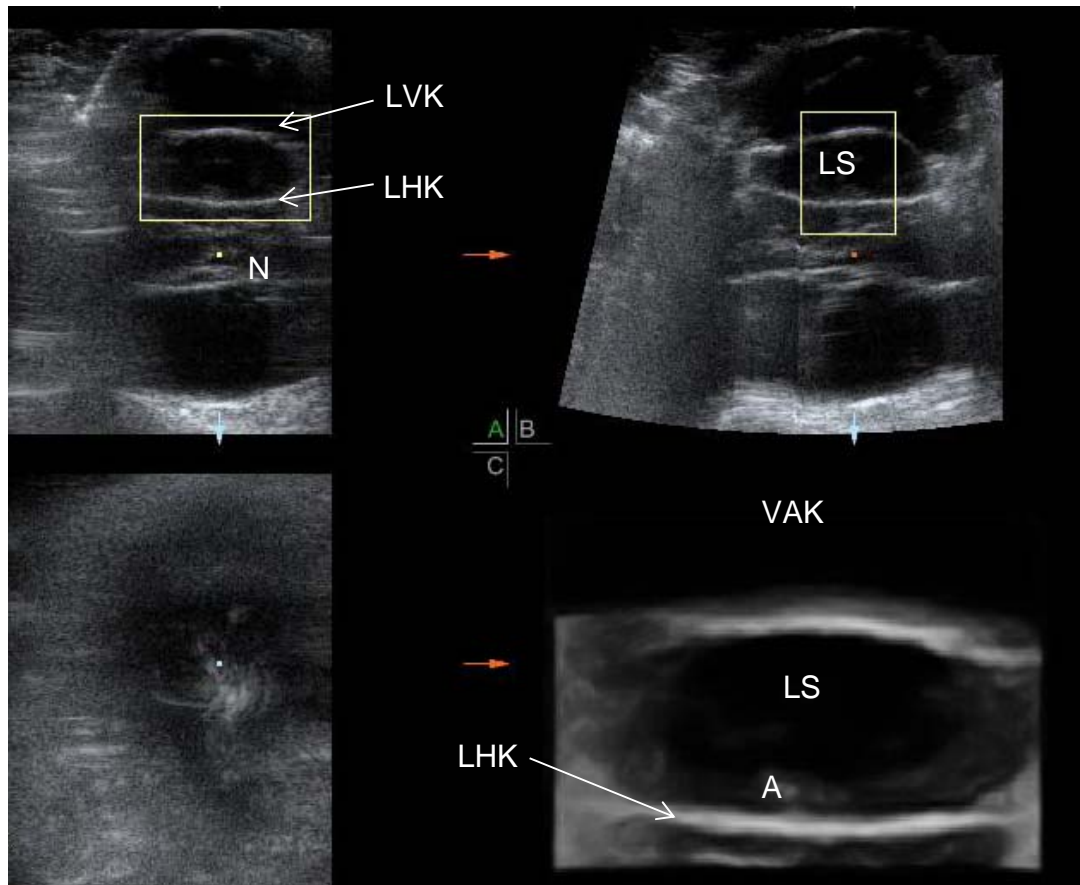


Abbildung 45: Katarakt bei einem Waldkauz (*Strix aluco*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf die Linse, OD mit Cataracta immatura; VAK: vordere Augenkammer, LVK: vordere LinsenkapSEL, LS: Linsenstroma, LHK: hintere LinsenkapSEL, N: Netzhautablösung, A: Artefakt.

2. Dislokation der Linse:

Bei 2,2 % der untersuchten Patienten (n=2, ein Uhu (*Bubo bubo*) und ein Mäusebussard (*Buteo buteo*)) konnte eine Subluxation, bei 1,1 % der Patienten (n=1, ein Waldkauz (*Strix aluco*)) eine Luxation der Linse nach posterior festgestellt werden. In allen Fällen wurde ein vorangegangenes Trauma als Ursache angenommen.

Sonographisch konnte die Subluxation der Linse nur in 50 % der Fälle (n=1) dargestellt werden, und hier war das Auffinden der Veränderung am einfachsten im Schnittbildmodus möglich (Vergleiche Abb. 46). Die Subluxation stellte sich als leichte Kippung und Vorwölbung der Linse in Richtung vordere Augenkammer und als dezenter Spalt zwischen Iris und LinsenkapSEL dar.

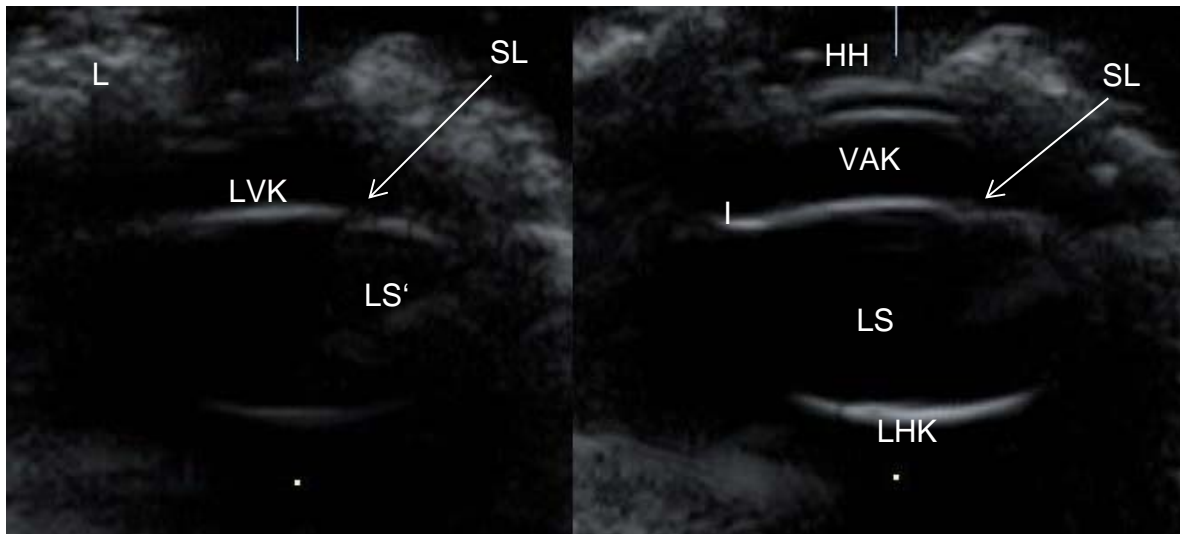


Abbildung 46: Subluxation der Linse bei einem Mäusebussard (*Buteo buteo*)

Zwei zweidimensionale Ultraschallschnittbilder in der axialen vertikalen Schallebene. OD mit anteriorer Subluxation der Linse und partieller nuklearer Katarakt. L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, LVK: vordere LinsenkapSEL, LHK: hintere LinsenkapSEL, LS: Linsenstroma, LS': teilweise echogenes Linsenstroma, VAK: vordere Augenkammer, SL: Subluxation der Linse.

Die posteriore Linsenluxation bei dem Waldkauz konnte sonographisch als Verlagerung der Linse in den Glaskörperraum dargestellt werden. Da sich die Linse in Auflösung befand, konnten die Linsenränder nicht als solches dargestellt werden, es war lediglich ein hyperechogener rundlicher Bereich im Glaskörperraum zu erkennen (Vergleiche Abb. 37 und 40, Abschnitt *Iridodialysis*).

3. Kapselruptur:

Bei 2,2 % der Patienten (n=2, ein Waldkauz (*Strix aluco*) und ein Nymphensittich (*Nymphicus hollandicus*)) konnte in der ophthalmologischen und pathologischen Untersuchung eine einseitige Ruptur der LinsenkapSEL festgestellt werden. Die Ursache lag bei dem Waldkauz vermutlich in einer länger bestehenden posterioren Linsenluxation (Vergleiche Abschnitt *Dislokation der Linse*), der Nymphensittich litt an einer Cataracta hypermatura, welche durch längeres Bestehen vermutlich zur Ruptur der KapSEL geführt hatte.

Sonographisch ließ sich die Ruptur der Linse in beiden Fällen darstellen. Bei dem Nymphensittich stellte sich die Ruptur als anechogenes Loch in der vorderen LinsenkapSEL dar

(Vergleiche Abb. 47), beim Waldkauz konnte durch Luxation nach posterior und eine Auflösung der Linsen kapsel, die Linse im Glaskörperraum als hyperechogene Struktur identifiziert werden, wobei keine Ränder der Linse mehr darstellbar waren (Vergleiche Abb. 37 und 40 Abschnitt *Iridodialysis*).

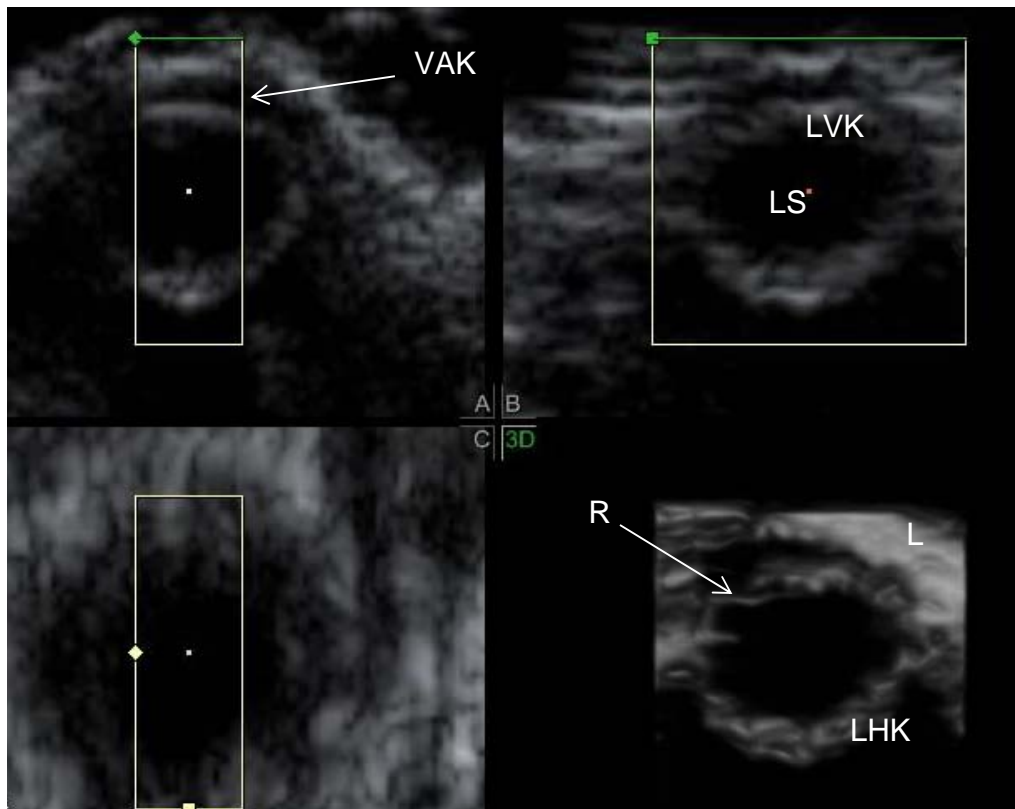


Abbildung 47: anteriore Linsenruptur und Cataracta hypermatura bei einem Nymphensittich (*Nymphicus hollandicus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, Vierquadrantenbildschirm, unten rechts Volumenscan OD in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf das Auge. Gleicher Patient wie in Abb. 28; L: Lider, VAK: vordere Augenkammer, LVK: vordere Linsen kapsel, LS: Linsenstroma, LHK: hintere Linsen kapsel, R: Linsenruptur.

4.2.2.5 Pathologische Veränderungen des gesamten Bulbus

Veränderungen, welche den gesamten Bulbus betrafen, traten in 7,7 % der untersuchten Fälle (n=7) auf. Die Veränderungen lagen in 28,6 % der Fälle (n=2) einseitig und in 71,4 % der Fälle (n=5) beidseitig vor. Es handelte sich außer beim Buphthalmus um Einzelfälle.

1. Endophthalmitis:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, ein Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)) konnte eine einseitige Endophthalmitis festgestellt werden. Diese entwickelte sich aus einer vorangegangenen Netzhautablösung und Iris bombata (Vergleiche Abschnitt *Uvea* und Abb. 36) und wurde im Endstadium zu einer Phthisis bulbi (Siehe unten und Abb. 50).

Sonographisch stellte sich die Entzündung als Glaskörpertrübung und Verdickung der Bulbuswandschichten dar (Vergleiche Abb. 48)

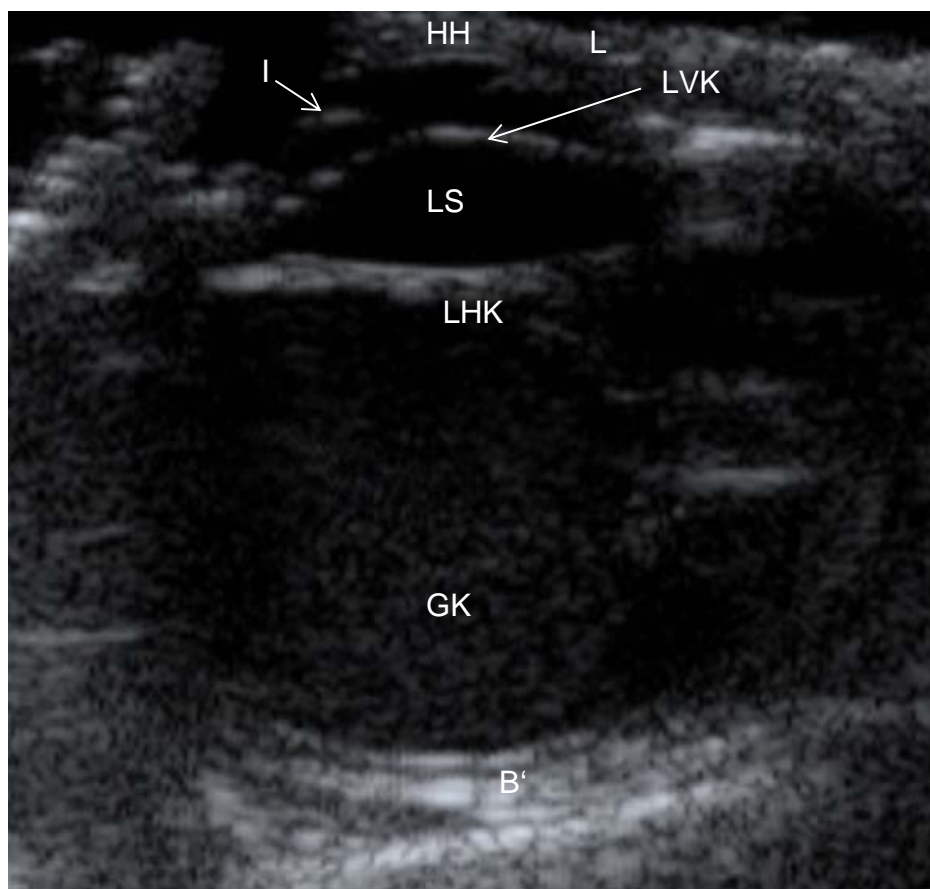


Abbildung 48: Endophthalmitis und Iris bombata bei einem Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)

Zweidimensionales Ultraschallschnittbild in der axialen vertikalen Schallebene, OS, gleicher Patient wie in Abb. 36 und 50; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, LVK: vordere LinsenkapSEL, LHK: hintere LinsenkapSEL, LS: Linsenstroma, GK: Glaskörper, B': verdickte Bulbuswand.

2. Buphthalmus:

Eine Vergrößerung des Augapfels konnte bei 6,6 % der Patienten (n=6, eine Taube (*Columba livia*), vier Haushühner (*Gallus gallus domesticus*) und eine Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)) beobachtet werden. Bei der Taube und den Hühnern kam die Veränderung beidseitig vor und als Ursache wurde ein Keratoglobus angenommen (Vergleiche Abschnitt *Kornea*).

Bei der Blaustirnamazone lag der Buphthalmus einseitig vor und war vermutlich aufgrund eines Glaukoms entstanden (Vergleiche Abschnitt *Glaukom* und Abb. 51 und 52).

Sonographisch konnte der Buphthalmus bei allen Patienten anhand eines vergrößerten Augendurchmessers dargestellt werden, wobei bei Tieren mit Keratoglobus vor allem der Durchmesser der vorderen Augenkammer vergrößert war (Vergleiche Abb. 49).

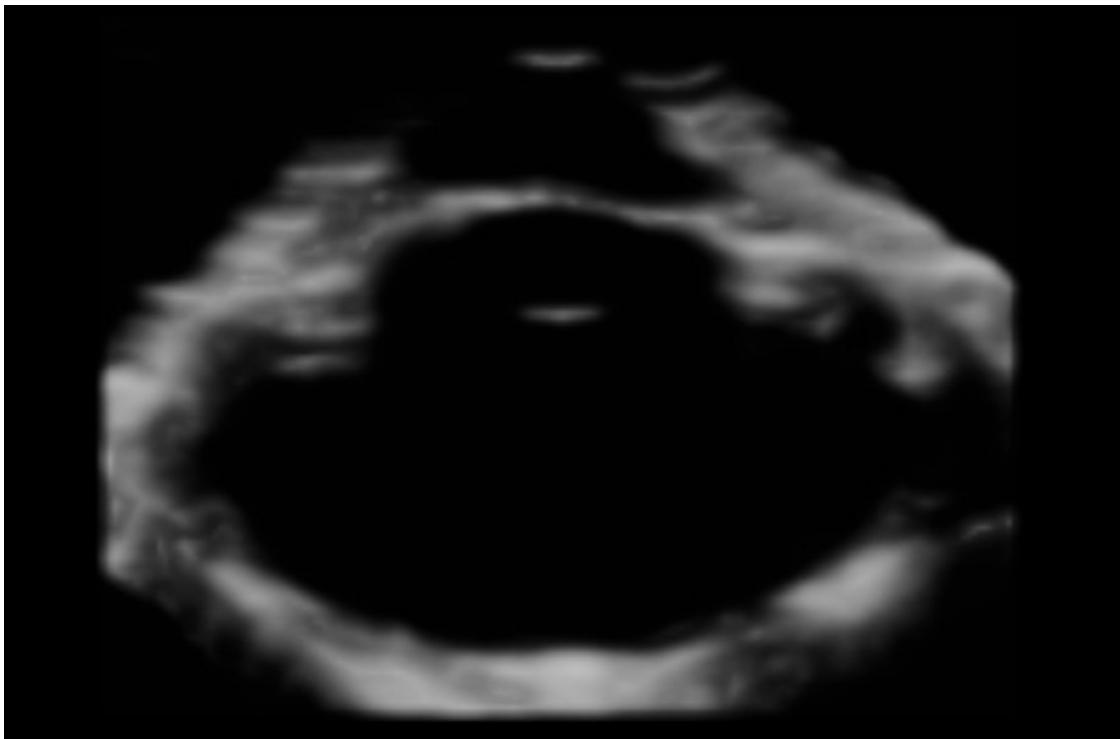


Abbildung 49: Keratoglobus und Buphthalmus bei einer Haustaube (*Columba livia*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OD in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf das Auge. Beachte die Tiefe der vorderen Augenkammer.

3. Phthisis bulbi:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, ein Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)) entwickelte sich eine einseitige Schrumpfung des Augapfels als Folge einer länger bestehenden Iris bombata und Netzhautablösung (Vergleiche Abschnitt *Uvea*).

Sonographisch stellte sich die Phthisis bulbi als Verkleinerung des Augapfels mit massiver Dickenzunahme der Bulbuswand und Desorganisation der Augeninnenstrukturen dar (Vergleiche Abb. 50).

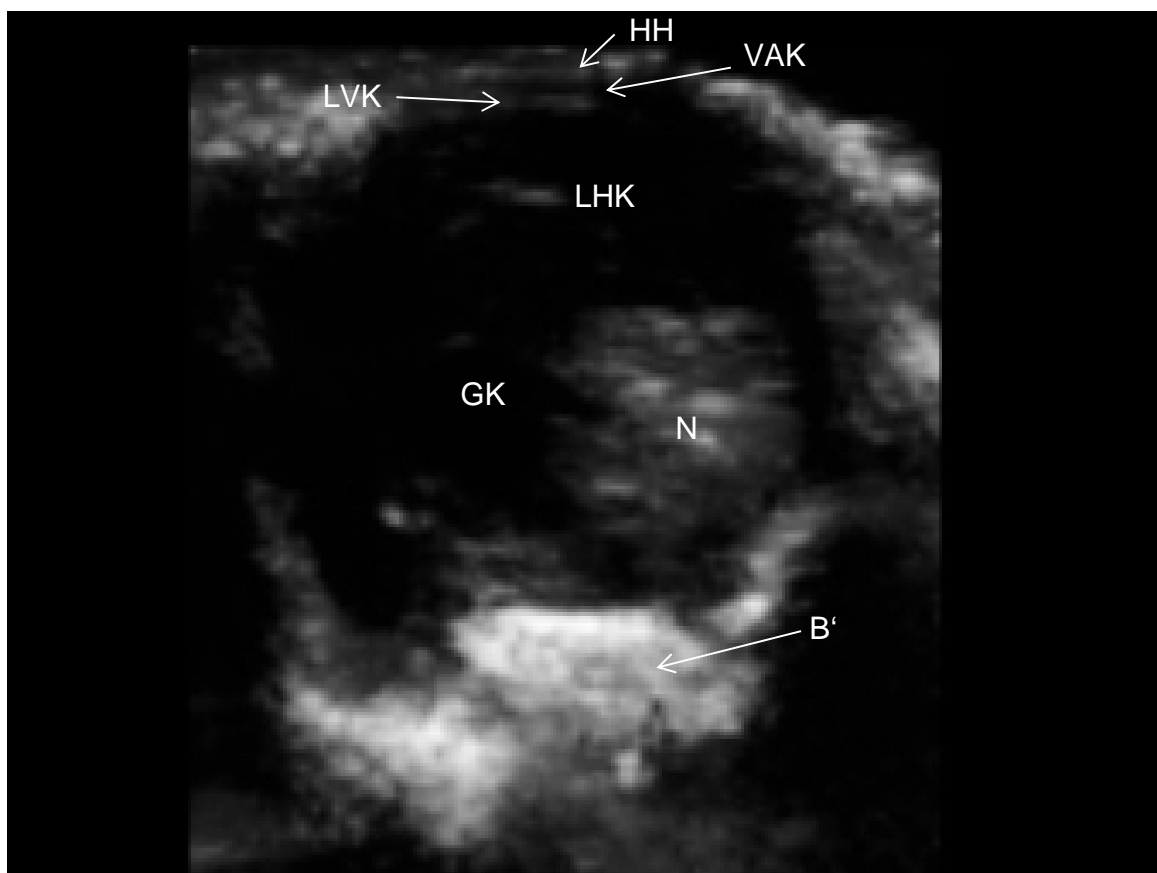


Abbildung 50: Phthisis bulbi bei einem Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*)

Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OS in der Transparenzdarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf das Auge, gleicher Patient wie in Abb. 36 und 48; HH: Hornhaut, VAK: vordere Augenkammer, LVK: vordere Linsenkapsel, LHK: hintere Linsenkapsel, GK: Glaskörper, N: Netzhautablösung, B': verdickte Bulbuswand.

4. Glaukom:

Bei 1,1 % der Patienten (n=1, eine Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)) konnte ein einseitiges Glaukom in der ophthalmologischen Untersuchung diagnostiziert werden. Eine zurückliegende Entzündung der Augeninnenstrukturen im Bereich des vorderen Augensegmentes war hier die wahrscheinlichste Ursache des Druckanstieges.

Sonographisch konnte eine Größenzunahme des Bulbus, genauso wie eine Verdickung von Hornhaut und Linsenkapsel und eine Abflachung der vorderen Augenkammer beobachtet werden (Vergleiche Abb. 51 und 52). Gleichzeitig wurde bei dem Patienten eine Katarakt diagnostiziert.

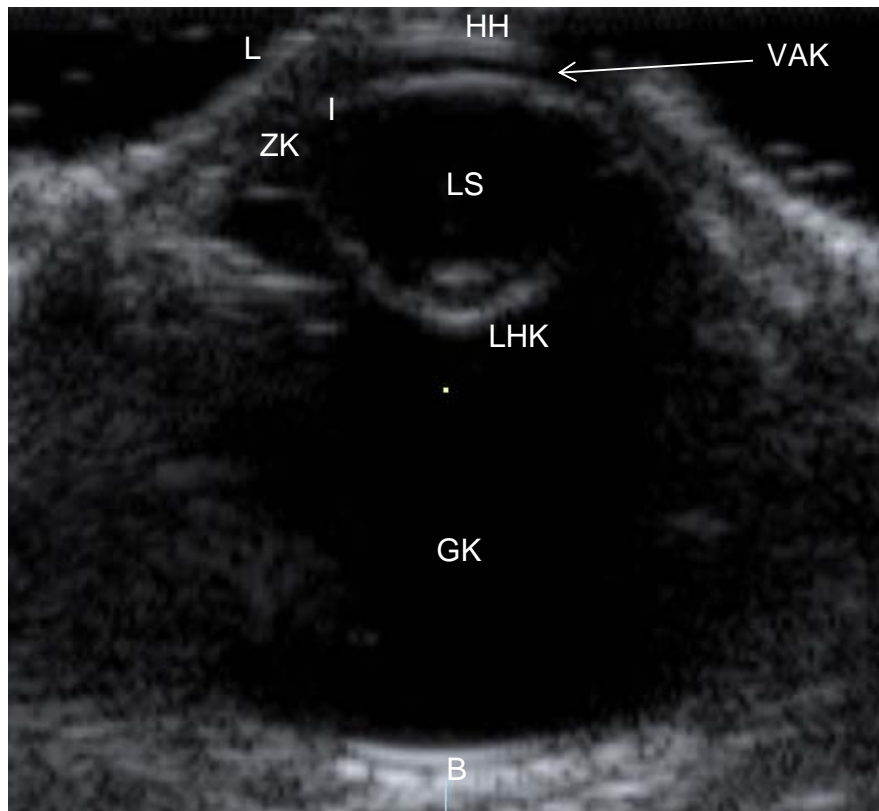


Abbildung 51: Glaukom und Cataracta hypermatura bei einer Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)
Zweidimensionales Ultraschallschnittbild in der axialen vertikalen Schallebene, OS, gleicher Patient wie in Abb. 52; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, ZK: Ziliarkörper, LVK: vordere Linsenkapsel, LHK: hintere Linsenkapsel, LS: Linsenstroma, VAK: vordere Augenkammer, GK: Glaskörper, B: Bulbuswand.

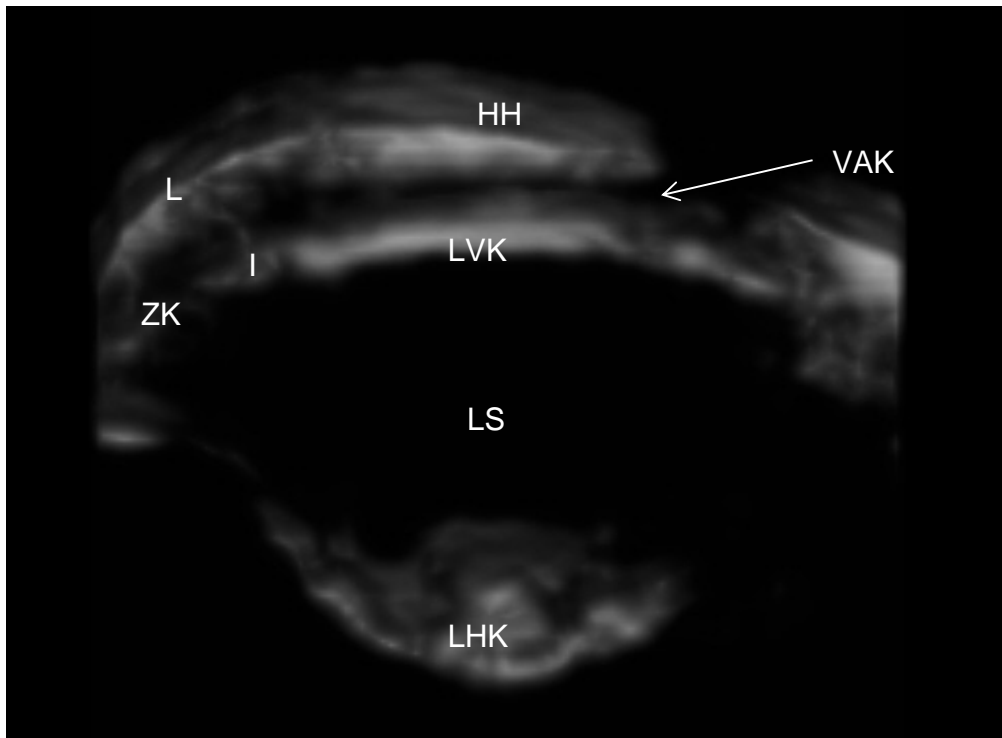


Abbildung 52: Glaukom und Cataracta hypermatura bei einer Blaustirnamazone (*Amazona aestiva*)
 Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“ in der axialen vertikalen Schallebene, OS in der Oberflächendarstellung, Wahl einer schmalen ROI-Box, seitliche Sicht auf das vordere Augensegment, gleicher Patient wie in Abb. 51; L: Lider, HH: Hornhaut, I: Iris, ZK: Ziliarkörper, LVK: vordere LinsenkapSEL, LHK: hintere LinsenkapSEL, LS: Linsenstroma, VAK: vordere Augenkammer.

5. DISKUSSION

5.1 Untersuchungsmaterial und –Methodik

1. Ultraschallgerät und Sonde:

Das Ultraschallgerät Voluson i in Kombination mit der Linearsonde R SP6-16RS ermöglichte eine klinisch detaillierte ergebnisliefernde Darstellung des Vogelauges und seiner Adnexe.

Da das Ultraschallgerät Laptopformat hat und damit klein und portabel ist, konnten Untersuchungen auch ohne Probleme außerhalb der Klinik, beispielsweise in Auffangstationen oder Tiergärten, durchgeführt werden.

Die Sonde lieferte durch ihre hohe Auflösung auch hochwertige Aufnahmen von relativ kleinen Bulbi, beispielsweise denen von Nymphensittichen (*Nymphicus hollandicus*). Eine Limitierung des Auflösungsvermögens war jedoch bei kleineren Augen, wie denen von Buchfinken (*Fringilla coelebs*), erkennbar. Die Eindringtiefe reichte aus, um auch sehr große Augen, wie die vom Vogel Strauß (*Struthio camelus*), sonographisch darzustellen.

Die Auflösung der Sonde von 18 MHz lag dabei über der verwendeten Auflösung von 5 – 12 MHz bei der dreidimensionalen Sonographie in der Veterinär- und Humanmedizin (GRASBON et al. 2001; LIST 2002; ROMERO, FINGER, et al. 1998; VOSOUGH et al. 2007) und deutlich unter der verwendeten Auflösung von 50 MHz bei der biomikroskopischen dreidimensionalen Ultraschalltechnik (IEZZI et al. 1996; REINSTEIN et al. 2008; SILVERMAN et al. 1995).

Die Linearsonde war sehr groß und durch ihr Gewicht bei längerer Untersuchungsdauer unhandlich. STROBEL (2010) beobachtet in ihren Untersuchungen mit der gleichen Ultraschallsonde, dass durch die große Auflagefläche zu Beginn der Untersuchung die Orientierung am Auge erschwert sein kann, was sich allerdings nach einer kurzen Eingewöhnungszeit durch die Position der Ultraschallsonde und des Vogelkopfes mit der dazugehörigen Darstellung auf dem Monitor einstellt. Dies konnte in eigenen Untersuchungen bestätigt werden.

Durch die Größe der Linearsonde und der anatomischen Besonderheit der Vogelaugen, dem Skleralring, war es nicht möglich, die Augen in der transversalen und longitudinalen Schallebene mit Umgehung der Linse zu untersuchen, wie dies in der Humanmedizin gefordert wird (BYRNE

und GREEN 2002). Allerdings wird die Umgehung der Linse durch Anwendung einer kleineren Auflagefläche mithilfe eines Sektor- oder Konvexschallkopfes auch in anderen Studien an Vogelaugen nicht erreicht (GUMPENBERGER und KOLM 2006; LABELLE et al. 2012; SQUARZONI et al. 2010).

Für die Untersuchung des vorderen Augensegmentes war allerdings die axiale vertikale und gegebenenfalls horizontale Schallebene ausreichend. GUMPENBERGER und KOLM (2006) beschreiben eine zusätzliche transversale Ebene zur Beurteilung des vorderen Augensegmentes. Diese wurde in dieser Arbeit insofern auch untersucht, da sie vom Computer nachträglich berechnet wurde.

Der Vorteil der großen Auflagefläche der Sonde bestand in der optischen Ruhigstellung der Patienten, da das Auge während der Untersuchung durch den Schallkopf vollkommen abgeschirmt war. Diese Erfahrung konnte bereits von STROBEL (2010) gemacht werden.

2. Ankopplungsmethoden:

In der vorliegenden Arbeit wurde das Kornea-Kontakt-Verfahren, wie bereits bei anderen Untersuchungen an Vogelaugen geschehen, angewendet (GUMPENBERGER und KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010). Um allerdings auch die schallkopfnahen okularen Strukturen gut darzustellen, wird in der Literatur das Verwenden einer Vorlaufstrecke empfohlen (GONZALEZ et al. 2001; POULSEN NAUTRUP 1998). Durch Auftragen einer ausreichend großen Menge Ultraschallgel als Vorlaufstrecke und durch Verwenden einer auch im Nahbereich hochauflösenden Linearsonde konnten die Strukturen des vorderen Augensegmentes trotzdem in den meisten Fällen gut dargestellt werden. Nachteilig erwies sich lediglich das Verkleben des periokularen Gefieders durch das Verwenden einer großen Menge an Ultraschallgel. Zu dieser Erkenntnis kommen auch KORBEL et al. (2009) und STROBEL (2010) in ihren Untersuchungen.

Die transpalpebrale Methode, bei der die Sonographie durch die geschlossenen Lider hindurch erfolgt, wurde in dieser Arbeit, genau wie in der Literatur beschrieben, als schlechter angesehen (BYRNE und GREEN 2002; STROBEL 2010; WILLIAMS et al. 1995). Bei geschlossenen Lidern war es nicht immer möglich, die Hornhaut von den angrenzenden Strukturen abzugrenzen. Durch den eingelagerten Tarsus palpebralis im Unterlid und eine starke Befiederung vor allem bei Eulenvögeln konnte es zusätzlich zu störenden Artefakten kommen. Dies wird auch von STROBEL (2010) beschrieben.

3. Fixationsmaßnahmen:

Die angewendeten Fixationstechniken bewährten sich während dieser Arbeit sehr. Die Untersuchung erfolgte stets in einem ruhigen und abgedunkelten Raum. In Anlehnung an die Untersuchungen von STROBEL (2010) waren die Patienten in ein Handtuch eingewickelt und zwischen den Beinen des sitzenden Untersuchers fixiert. Dies erleichterte es, Abwehrbewegungen frühzeitig zu erkennen und das Allgemeinbefinden des Tieres zu überprüfen und auf Änderungen schnell zu reagieren. Die Patienten in dieser Arbeit waren daher ebenfalls sehr ruhig und die Untersuchung konnte stets zügig durchgeführt werden. Um eine tierschutzgerechte Untersuchung zu garantieren, wurden Abbruchkriterien festgelegt, bei welchen die Untersuchung unverzüglich unterbrochen wurde. Dies geschah, wenn sich das Allgemeinbefinden der Patienten drastisch verschlechterte oder Anzeichen von Stress, wie Schnabelatmung, Plustern und Apathie gezeigt wurde.

Lediglich bei sehr kleinen Vögeln und bei größeren Tieren wie Gänsen, Uhus und adulten Straußen wurde die Fixationstechnik entsprechend abgewandelt. In jedem dieser Fälle gelang eine schonende und tierschutzgerechte Fixierung des Patienten und es konnten auswertbare Ultraschallbilder produziert werden.

Die Patienten wurden für die Untersuchung nicht sediert, wie dies auch in anderen Arbeiten der Fall war (GUMPENBERGER und KOLM 2006; KORBEL et al. 2009; SQUARZONI et al. 2010; STROBEL 2010). Durch eine fachgerechte Fixation der Tiere und einer lediglich geringen Belastung für den Patienten wurden die festgelegten Abbruchkriterien in 97,8 % der Fälle nicht erreicht, was die Schlussfolgerung für diese Arbeit zulässt, dass eine Allgemeinanästhesie bei der Ultraschalluntersuchung am Vogelauge nicht zwingend erforderlich ist.

Lediglich in zwei Fällen konnte die klinische und anschließende sonographische Untersuchung nur am narkotisierten Vogel erfolgen, da durch weitere schwerwiegende Erkrankungen oder Verletzungen und ein damit verbundenes erhöhtes Stresspotential, die Untersuchungen am wachen Tier nicht möglich waren. Bei Untersuchungen in Narkose traten keine störenden Eigenbewegungen des Vogels auf, jedoch konnte die direkte Kornea-Kontakt-Methode durch das Schließen der Lider während der Narkose erschwert sein. Es wurde daher bei diesen Tieren manuell versucht die Lider zu öffnen, was auch in allen Fällen gelang.

4. Technik der Datengewinnung:

Die Untersuchungen begannen stets im zweidimensionalen B-Modus. Es konnte sich hier bereits ein Überblick über das Auge verschafft werden und gleichzeitig konnten die Geräteeinstellungen vorgenommen werden, welche auch Voraussetzung für die anschließende dreidimensionale Sonographie waren.

Der in der Regel verwendete Winkel von 20° war ausreichend groß, um den gesamten Bulbus zu erfassen. Bei sehr kleinen Augen, wie von Finkenartigen genügte auch ein kleinerer Winkel von 15°, wobei bei Uhus und Straußen ein Winkel von 25° gewählt wurde.

Die Dauer der Datenakquisition von sieben bis zwölf Sekunden war in einigen Fällen zu lang, um artefaktfreie Aufnahmen zu erstellen. Eigenbewegungen konnten durch Aufstützen der schallkopfführenden Hand auf einer Unterlage unterbunden werden. Es war jedoch nicht möglich, Bewegungen der wachen Vögel während der Zeit der Akquisition zu kontrollieren.

Um diese sogenannten Erfassungsartefakte zu verhindern, wird in der Literatur die Verkürzung der Scanzeit vorgeschlagen (DOWNEY et al. 2000).

Diese war in der vorliegenden Studie abhängig von der Größe des Winkels, der Größe des gewählten Volumenkästchens und der eingestellten Qualität. Um die Scandauer zu verkürzen, wurden daher der Winkel und das Volumenkästchen so klein wie möglich gewählt. Um jedoch den kleinstmöglichen Abstand der Einzelschnitte zueinander zu erlangen und damit die größtmögliche Informationsmenge zu erhalten, wurde darauf verzichtet die Qualität, also die Auflösung der Aufnahmen, zu vermindern. Es konnte in diesem Punkt kein Kompromiss zwischen Dauer der Datengewinnung und Anzahl der Einzelbilder wie von POULSEN NAUTRUP (1998) gefordert, gefunden werden. Falls Erfassungsartefakte auftraten, wurde die Volumenakquisition wiederholt. Es waren somit im Durchschnitt 1,6 Versuche nötig, um ein artefaktfreies Datenvolumen zu erstellen.

Um Erfassungsartefakte weiter zu reduzieren, müssten Ultraschallsysteme weiterentwickelt und damit die Datenakquisition verkürzt werden. In der Humanmedizin werden bereits Systeme eingesetzt, welche 40 Einzelschnitte pro Sekunde anfertigen können, was einer ungefähren Scanzeit von 5 Sekunden für das Auge entspricht (FORTE et al. 2009). Eine Verminderung der Eigenbewegung der Patienten stellt in der Veterinärmedizin ein größeres Problem als in der Humanmedizin dar. Daher ist es vermutlich nicht möglich Bewegungsartefakte ohne eine Sedation der Patienten vollständig zu verhindern.

Durch die automatische Kippbewegung des Schallkopfes war es nicht nötig, den Schallkopf manuell über das Auge zu verschieben. Die horizontale Schallkopfneigung stellte auch die in der Literatur geforderte Methode der Wahl dar (POULSEN NAUTRUP 1998). Es konnte damit eine koordinierte Schnittfolge, was nach SOHN et al. (1988) als eine Voraussetzung für den dreidimensionalen Ultraschall gilt, produziert werden und es gelang eine schnelle dreidimensionale Rekonstruktion. Es wären somit auch Messungen der Augeninnenstrukturen möglich gewesen, was in dieser Arbeit allerdings nicht zum Einsatz kam.

Ein Nachteil des Schallkopfneigens bestand in der schlechteren Auflösung durch Vergrößerung des Abstandes der Einzelschnitte zueinander, was bei zunehmender Entfernung zum Schallkopf auftrat. Dies geschah durch das Verwenden einer reichlichen Menge Ultraschallgel als Vorlaufstrecke und trat bei sehr großen Augen im hinteren Augensegment auf. Der Abstand der Einzelschnitte in weiter Entfernung zum Schallkopf konnte dabei bei sehr großen Vogelaugen (bspw. Uhus) um bis zu 76 μm zu den schallkopfnahen Einzelschnitten variieren, wobei dies für die vorliegende Arbeit nur von untergeordneter Bedeutung ist.

5. Bearbeitung der dreidimensionalen Bilder:

Der große Vorteil der angefertigten dreidimensionalen Volumenbilder bestand in den vorhandenen Bearbeitungsmöglichkeiten. Es war möglich das Volumen durch Rotation und Wahl eines beliebigen Untersuchungsausschnittes in jeder gewünschten Schnittebene darzustellen und somit Ansichten zu erlangen, die aufgrund anatomischer Verhältnisse am Auge mittels zweidimensionaler Sonographie nicht möglich gewesen wären. Zu den gleichen Ergebnissen kommen unter anderem auch SOHN (1994), CUSUMANO et al. (1998), FINGER et al. (1998), GRASBON et al. (2001) und LIST (2002).

Die anatomischen und pathologischen Lagebeziehungen konnten wie auch in der Literatur beschrieben durch die exakte Position der Bildpunkte zueinander im Koordinatensystem leichter erkannt werden, was die Orientierung deutlich erleichterte (DELCKER et al. 1998; POULSEN NAUTRUP 1998).

Bei der Verwendung des „Schnittebenenmodus“ konnte der komplette dreidimensionale Datensatz in jeder beliebig gewählten Ebene als zweidimensionales Einzelbild dargestellt werden. Bei Durchsicht aller einzelnen Schnittbilder des Volumens konnten so Strukturen von Interesse verfolgt und topographische Informationen gesammelt werden. So war die Gefahr eine Struktur von Interesse zu übersehen sehr gering. Es konnten so mithilfe des „Schnittebenenmodus“ pathologische und physiologische Zusammenhänge im Auge sehr gut

beurteilt werden und die Augenveränderungen waren teilweise leichter nachvollziehbar. Dies deckt sich mit den Aussagen von DOWNEY et al. (1996), ENDO et al. (2000), GRASBON et al. (2001), LIST (2002) und FORTE et al. (2009).

Bei der dreidimensionalen Darstellung eines Ultraschallbildes entsteht nach Meinung von HAMPER et al. (1994), CUSUMANO et al. (1998), GRASBON et al. (2001) und FINGER (2002) das dreidimensionale Bild nicht mehr vor dem geistigen Auge des Untersuchers, sondern wird vom Computer berechnet, kann archiviert werden und anderen erneut präsentiert werden. Auch ist die Gefahr geringer, dass diagnostische Informationen bei Erstellung des geistigen dreidimensionalen Bildes verloren gehen (DOWNEY et al. 1996). Dies wurde im Rahmen dieser Arbeit ebenfalls als vorteilhaft empfunden, da durch Präsentation der dreidimensionalen Aufnahmen das Verständnis der Patientenbesitzer für das Krankheitsgeschehen erleichtert war. Durch zusätzliches Drehen des Bildes, Vergrößerung und Veränderung der Parameter wie Helligkeit, Kontrast oder Grauwert kann der räumliche Eindruck verstärkt werden und die Interpretation erleichtert werden (CUSUMANO et al. 1998; HAMPER et al. 1994). Diesen Aussagen kann ebenfalls nach eigenen Erfahrungen zugestimmt werden. Durch Veränderung der Parameter konnten jedoch in wenigen Fällen Wiedergabeartefakte entstehen, wie sie von POULSEN NAUTRUP (1998) und NELSON et al. (2000) beschrieben werden. Daher mussten, wie von diesen Autoren gefordert, stets die einzelnen Scanebenen durchgesehen werden und gegebenenfalls neue Datenvolumen aufgenommen werden, wenn nicht eindeutig ersichtlich war, ob es sich um ein Artefakt oder um eine Struktur von Interesse handelte.

Die Wahl eines geeigneten Untersuchungsbereiches „Region of Interest“ und die Rotation des Volumens, halfen bei der dreidimensionalen Darstellung physiologischer und pathologischer Gegebenheiten am Vogelauge. Die Rotation des Volumens war vor allem bei der transparenten Darstellungsweise nötig, da alle Ultraschallbildinformationen enthalten waren und sich das Bild sehr komplex darstellte. Auch LIST (2002) und NELSON et al. (1999) sind der Meinung, dass die Bildrotation den räumlichen Eindruck verstärkt und somit das Verständnis für die anatomischen Zusammenhänge verstärkt wird.

Bestanden große Unterschiede in den Ultraschalleigenschaften von Organ und Umgebung, so wurde die Oberflächendarstellung gewählt und damit lediglich die Konturen des Organs abgebildet. Dabei gingen zwar die Informationen innerhalb des Organes verloren, die gewünschte Struktur wurde aber eindeutig dreidimensional abgebildet. Da das Auge hohe Impedanzunterschiede der einzelnen Strukturen aufweist (RANKIN et al. 1993), wurde in den meisten Fällen diese Darstellungsweise gewählt.

Eine weitere wichtige Bearbeitungsmöglichkeit war das elektronische Skalpell. Damit konnten störende Artefakte und unerwünschte Bereiche innerhalb des Untersuchungsbereiches entfernt werden, welche die Sicht auf Strukturen von Interesse versperrten. Damit war es möglich, noch bessere und einzigartige Ansichten des Volumenbildes zu erlangen. Problematisch wurde es nur dann, wenn nicht eindeutig erkennbar war, ob es sich um ein Artefakt oder um eine pathologische Struktur handelte. Nach NELSON et al. (2000) können leicht Bearbeitungsartefakte entstehen, wenn zu viele diagnostisch wichtige Informationen entfernt werden. Im Zweifelsfall musste in diesem Fall ein neues Datenvolumen aufgenommen werden, um sicher auszuschließen, dass es sich um kein Artefakt handelte.

Die Bearbeitung der Datenvolumen war nur im Anschluss an die Datenakquisition möglich. Es musste also vor der Anfertigung eines neuen Datensatzes das vorhandene Datenvolumen durchgesehen und Einzelbilder oder Videosequenzen abgespeichert werden. Mit Ausnahme der gespeicherten Bilder ging der Datensatz bei Betätigung eines neuen Datenvolumens verloren. Es wäre in einigen Fällen hilfreich gewesen, den kompletten Datensatz abzuspeichern und später erneut wieder aufzurufen, wie dies mit zusätzlicher Software möglich gewesen wäre und als großer Vorteil der dreidimensionalen Sonographie angesehen wird (NELSON et al. 1999).

Die Bearbeitungsdauer der einzelnen Datensätze lag im Durchschnitt bei 28 min. und 52 sek. und war vom Ausmaß der pathologischen Veränderungen im Auge abhängig. Lagen keine oder nur sehr wenige Veränderungen vor und konnten diese schnell und sicher diagnostiziert und dargestellt werden, so war die Bearbeitungsdauer nur kurz. Wenn multiple Veränderungen vorlagen, oder Veränderungen nur in bestimmten Darstellungsweisen oder Schnittebenen darstellbar waren, so verlängerte sich die Dauer der Auswertung. Da während dieser Zeit kein Patientenkontakt vorlag, bestand keine Limitation in der Auswertungszeit. Auch in der Humanophthalmologie wird eine längere Bearbeitungszeit der Datensätze angegeben, wenn kein Patientenkontakt besteht. Dem Patienten wird eine unangenehme lange Untersuchungsdauer erspart und der Untersucher kann sich bei der Auswertung so viel Zeit lassen wie er möchte, was eine gründlichere Untersuchung des Datensatzes fördert (DOWNEY et al. 1996; FINGER et al. 2002; NELSON et al. 1999).

5.2 Die sonographische Untersuchung

5.2.1 Durchführung

1. Untersuchungsdauer:

Die Dauer der Untersuchung einer Ultraschallebene lag im Durchschnitt bei 3 min. 19 sek., wobei hier auch die Applikation des Lokalanästhetikums und die Einstellungen im B-Mode mit eingerechnet wurden. In der Literatur liegen keine Daten über die Dauer der Untersuchung mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik für das Vogelauge vor. Es wird aber eine kürzere Untersuchungsdauer bei der dreidimensionalen Ultraschalltechnik in der Humanophthalmologie angegeben, als für die zweidimensionale Sonographie, da die Auswertung des Datensatzes ohne Patientenkontakt geschieht (FORTE et al. 2009; ROMERO, FINGER, et al. 1998).

STROBEL (2010) gibt bei der Untersuchung von Wildgreifvögeln eine Untersuchungszeit beider Augen mittels konventioneller Sonographie von 9 min. und 41 sek an. GUMPENBERGER und KOLM (2006) benötigen 5 - 10 Minuten für die Untersuchung im B-Mode. Mit Hilfe der dreidimensionalen Ultraschalltechnik konnte die Untersuchungszeit somit verkürzt werden, da mit der Erfassung einer Schallebene alle weiteren Ebenen vom Computer berechnet wurden und nicht mehr wie bei STROBEL (2010) mehrere Ebenen am Vogelauge nacheinander erfasst werden mussten.

Es kam in dieser Arbeit somit zu einer Schonung der Patienten, da – wie bereits von DOWNEY et al. (1996) beschrieben - mit zunehmender Untersuchungsdauer der Patient unruhiger wird. Dies stellt somit einen begrenzenden Faktor für die Dauer der sonographischen Untersuchung dar.

Wurde bei hochgradigen pathologischen Veränderungen mehr als ein Volumenscan durchgeführt, oder beide Augen sonographisch untersucht, so musste der Vogel nach Auswertung einer Ebene erneut eingefangen und fixiert werden. Die gesamte Untersuchungszeit konnte daher bei der Anfertigung von mehr als zwei Volumenscans länger sein, als die von STROBEL (2010) angegebene Zeit. Um auch in diesen Fällen eine tierschutzgerechte Untersuchung zu garantieren, wurden - wie oben bereits erwähnt – für jede Untersuchung Abbruchkriterien festgelegt, bei denen die Sonographie unverzüglich unterbrochen wurde.

Die Untersuchung in mehr als zwei Ebenen geschah jedoch nur in Ausnahmefällen, weshalb die Untersuchungszeit für die Patienten in der Regel kürzer, als die für die konventionelle

Sonographie angegebene Zeit war. Dies war mit einer geringeren Belastung für den Vogel verbunden.

Wurden mehrere Ebenen untersucht, um beispielsweise auch den Augenfächer darzustellen oder lagen die Veränderungen an beiden Augen vor, so musste der Patient wiederholt aus seiner Box eingefangen und fixiert werden. Fraglich ist, ob diese Tatsache mit mehr Stress verbunden war, als eine längere Untersuchungszeit mit Durchführung aller Datenakquisitionen. Die Patienten, welche mehrmals eingefangen und fixiert wurden, zeigten aber kein abweichendes Verhalten oder Allgemeinbefinden zu den lediglich einmal untersuchten Vögeln. Die Abbruchkriterien wurden daher nicht erreicht und es handelte sich auch in diesen Fällen um eine tierschutzgerechte und minimal-invasive Untersuchung für den Vogel.

Die Dauer der Untersuchung korrelierte bei Greifvögeln und Falkenartigen mit der Anzahl der Versuche, welche nötig waren, bis ein auswertbares Datenvolumen erstellt war. Es lag über der durchschnittlichen Anzahl der benötigten Versuche und war auf das teilweise unruhige Verhalten der Vögel während der sonographischen Untersuchung zurückzuführen.

Sehr ruhige Tiere wie Eulenvögel, oder an das Handling gewöhnte Tiere wie Gänse, benötigten nur wenige Versuche, bis ein Datensatz erfolgreich aufgenommen war. Bei diesen Patienten war es somit möglich eine ausführlichere sonographische Untersuchung durchzuführen, was sich wiederum auf die Länge der Untersuchung auswirkte.

Wurden Wildvögel untersucht, bei denen ein hohes Stresspotential angenommen wurde, so wurde die Untersuchung so kurz wie möglich gehalten, um ein Kollabieren der Tiere zu vermeiden. Das erklärt die kurze Untersuchungszeit und die wenigen benötigten Versuche bei Spechtartigen, Sperlingsvögeln und Kuckucksartigen. Bei diesen Patienten wurden deshalb auch weniger gute Ergebnisse toleriert, um eine tierschutzgerechte Untersuchung zu garantieren. Bei längerer Untersuchungsdauer wurde bei den sehr stressempfindlichen Tieren eine zu hohe Belastung durch die Fixation und den menschlichen Kontakt angenommen, was als ein maßgebliches Abbruchkriterium angesehen wurde.

Lediglich bei einer Waldschnepfe (*Scolopax rusticola*) wurden überdurchschnittlich viele Versuche und eine längere Untersuchungszeit toleriert, um ein auswertbares Datenvolumen zu erzeugen. Allerdings wurde die Schnepfe auch in Narkose untersucht, weshalb eine längere Untersuchungsdauer als annehmbar und noch tierschutzgerecht für den Vogel angenommen wurde, als für Wildvögel, welche sich nicht im narkotisierten Zustand befanden.

2. Toleranz und Verträglichkeit:

In der Literatur sind bisher keine Angaben zur Verträglichkeit der dreidimensionalen Sonographie am Vogelauge zu finden. 97,8 % der Probanden zeigten keine negativen Effekte während und nach der Untersuchung. Die gewählten Abbruchkriterien wurden während der Sonographie nicht erreicht und die Patienten zeigten nach dem Zurücksetzen in ihre Patientenbox ein normales arttypisches Verhalten, was sich beispielsweise in Futteraufnahme oder Komfortverhalten äußerte. Lediglich bei einer Rauchschnalbe (*Hirundo rustica*) und einem Haushuhn (*Gallus gallus domesticus*) kam es während der Untersuchung zu stressbedingter Dyspnoe und zu einem Kollaps, weshalb die Sonographie unverzüglich beendet wurde und Sofortmaßnahmen, welche zu einer Kreislaufstabilisierung führten, eingeleitet wurden. Bei beiden Vögeln kam es aber zu keiner längerfristigen Beeinträchtigung des Allgemeinbefindens und sie erholten sich sehr schnell wieder in einem Ruhekäfig. Die Ursachen für die Dyspnoe und den Kollaps lagen bei der Schnalbe vermutlich an einem erhöhten Stresspotential, da der Wildvogel nicht an eine Fixation und Manipulation durch den Menschen gewöhnt war. Das sonst sehr ruhige und an das Handling gewöhnte Haushuhn erlitt den Kollaps vermutlich deswegen, weil am Tag der Untersuchung ein sehr warmes und schwüles Klima herrschte, was zu einer zusätzlichen Belastung für den Vogel führte.

Wie dies auch in den Untersuchungen von STROBEL (2010) der Fall war, kam es im Laufe der vorliegenden Arbeit zu keiner Messung der Stressparameter oder des Blutdruckes, was zu einer objektiveren Einschätzung der Stressbelastung der Patienten geführt hätte. Es wurde lediglich – wie von STROBEL (2010) beschrieben - auf das Vorhandensein von anderen Anzeichen von Stress, wie Abwehrbewegungen, reduziertem Muskeltonus oder Kreislaufschwäche geachtet und in die Abbruchkriterien für die Untersuchung mit eingearbeitet.

Schäden, welche durch die Ultraschalluntersuchung produziert wurden, konnten in keinem der Fälle beobachtet werden. Es wurde jedoch nicht standardmäßig ein Fluoreszeintest im Anschluss an die Untersuchung durchgeführt, sondern die Patienten wurden lediglich adspektorisch auf okulare Auffälligkeiten hin untersucht. Um Schäden an den Augen durch die Untersuchung sicher auszuschließen, müssten in weiteren Untersuchungen ein Fluoreszeintest und eine erneute ophthalmologische Untersuchung im Anschluss an jede Ultraschalluntersuchung erfolgen.

Die Beobachtungen in dieser Studie decken sich jedoch mit denen in der Literatur (DOWNEY et al. 1996; LIST 2002; THIJSEN 1993).

Trotz Reinigung des Kopfgefieders von Gelresten nach der Ultraschalluntersuchung mittels warmer physiologischer Kochsalzlösung und Einmaltüchern, war es nicht immer möglich das Ultraschallgel komplett aus dem Gefieder zu entfernen. Dies war vor allem bei Eulenvögeln aufgrund der starken periokularen Befiederung der Fall. Alle Tiere entfernten jedoch im Rahmen des normalen Putzverhaltens das restliche vorhandene Ultraschallgel innerhalb weniger Tage. Ähnliche Beobachtungen werden auch von STROBEL (2010) gemacht.

5.2.2 Darstellbarkeit physiologischer Strukturen

Die Darstellung von physiologischen und pathologischen Strukturen im vorderen Augensegment gelang in dieser Arbeit nicht in jedem Fall zuverlässig. Dies lag zum einen an der Größe des Vogelauges – für die sehr kleinen Augen von Buchfinken (*Fringilla coelebs*) reichte die Auflösung der 18-MHz-Sonde nicht mehr aus. Die Anwendung der Biomikroskopie, wie sie in der Humanophthalmologie Anwendung findet, wäre in diesen Fällen von Vorteil (IEZZI et al. 1996; REINSTEIN et al. 2008). Zum anderen könnte die schlechte Darstellbarkeit auch an der vorhandenen Schallstrahlgeometrie in diesem Bereich gelegen haben. Nach POULSEN NAUTRUP (1998) und GLADISCH (1993) bieten Linearschallköpfe zwar eine gute schallkopfnähe Auflösung, allerdings konnten die Veränderungen im vorderen Augensegment bei Verwendung von zu wenig Ultraschallgel als Vorlaufstrecke und nicht optimaler Wahl des Fokus trotzdem im Nahfeld der Schallkeule liegen. Dies könnte in einigen Fällen eine schlechtere Bildqualität verursacht haben. Die Anwendung des Immersionsverfahrens als Vorlaufstrecke wie bei HUFEN und KORBEL (2009) und HARRIS et al. (2008), hätte die Ergebnisse sicherlich ebenfalls verbessert. Dieses Verfahren bedeutete aber die Untersuchung der Patienten unter Allgemeinanästhesie, worauf in dieser Arbeit aus tierschutzrechtlichen Gründen bewusst verzichtet wurde.

Die Minimalanforderungen an verwertbare Ultraschallbilder richten sich demzufolge an die Größe der Vogelaugen, an die vorhandene Gerätetechnik mit hochauflösenden Ultraschallsonden und die Wahl der Untersuchungsmethode mit oder ohne Vorlaufstrecke und Untersuchung der Patienten unter Allgemeinanästhesie oder im wachen Zustand.

Die Darstellbarkeit physiologischer Augenstrukturen entsprach grundsätzlich der in der Literatur beschriebenen dreidimensionalen Darstellung von Vogelaugen (REESE 1999), Pferdeaugen (LIST 2002), Hundeaugen (VOSOUGH et al. 2007) und Augen von Menschen (GRASBON et al.

2001; IEZZI et al. 1996; NELSON et al. 1999; SILVERMAN et al. 1995). Im Folgenden wird daher nur noch auf Unterschiede in der Darstellung von Vogelaugen eingegangen.

1. Hornhaut:

Die Hornhaut ließ sich dreidimensional, anders als in der Literatur von LIST (2002) und SILVERMAN et al. (1995) beschrieben, nicht immer als eine doppelte konvex gebogene Linie darstellen. Dabei war im zweidimensionalen Einzelbild das hyperechogene Endo- und Epithel zwar noch vom anechogenen Stroma zu differenzieren, jedoch war bei der Wahl einer relativ breiten ROI-Box die gesamte sonographisch darstellbare Hornhaut dreidimensional abgebildet. Dabei überlagerten sich die zwei gebogenen Linien so, dass es nicht immer möglich war, das dazwischen befindliche anechogene Stroma darzustellen.

2. Vordere und hintere Augenkammer:

Die Darstellung der hinteren Augenkammer konnte in dieser Arbeit erstmals vor allem bei den Augen von tagaktiven Greifvögeln erfolgen. In der Literatur liegen zur Darstellbarkeit mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik bisher keine Daten vor. Die Darstellbarkeit mithilfe der konventionellen Sonographie gelingt auch anderen Untersuchern wie STROBEL (2010) und GUMPENBERGER und KOLM (2006) nicht für das Vogelauge.

3. Linse:

Die punktförmige Vorwölbung der hinteren Linsenkapsel in Richtung Linsenstroma und die linienförmigen Strukturen im Anschluss an die hintere Linsenkapsel wurden als Artefakte eingeschätzt. Die Veränderungen traten bereits im zweidimensionalen Bild auf, wie dies bei STROBEL (2010) ebenfalls der Fall war. Die Artefakte waren daher im dreidimensionalen Bild als Übertragungsartefakte zu werten.

4. Iris und Ziliarkörper:

Die Iris ließ sich ähnlich echogen wie in der Literatur beschrieben darstellen. Eine Ausnahme bildeten die Eulenvögel, wenn eine meist schreckinduzierte Mydriasis vorlag. Dabei war die Pupille so hochgradig dilatiert, dass die Iris sich weder im zwei-, noch im dreidimensionalen Bild darstellen ließ, da sie im Bereich des bei Eulenvögeln stark ausgeprägten Skleralringes lag. Das gleiche galt für den in diesem Bereich gelegenen Ziliarkörper. Dies deckt sich mit den Beschreibungen für die konventionelle Sonographie von GUMPENBERGER und KOLM (2006) und STROBEL (2010).

Anders als für den Menschen von SILVERMAN et al. (2001) und IEZZI et al. (1996), aber wie für das Pferd von LIST (2002) beschrieben, ließen sich Iris und Ziliarkörper durch eine ähnliche Echogenität nicht immer voneinander abgrenzen.

5. Skleralring:

Mit dieser Arbeit gelang erstmals die dreidimensionale Darstellung des Skleralringes bei Eulenvögeln. Dafür liegen in der Literatur noch keine Daten vor. Wie bereits für die zweidimensionale Sonographie beschrieben, verursachte der Skleralring einen Schallschatten, der verhinderte, dass die Bulbusform vollständig dargestellt werden konnte (GUMPENBERGER und KOLM 2006; SQUARZONI et al. 2010). Es war jedoch in dieser Arbeit möglich, trotz Schallschatten, flache Bulbusformen dreidimensional darzustellen.

5.2.3 Darstellbarkeit pathologischer Strukturen

Ein Großteil der pathologischen Zustände am Vogelauge konnte erstmals mit dieser Arbeit dreidimensional dargestellt werden.

5.2.3.1 Hornhaut

Erkrankungen der Hornhaut hatten für diese Arbeit nur eine untergeordnete Bedeutung, da sie in der ophthalmologischen Untersuchung bereits gut diagnostizierbar waren und oftmals nur bei hochgradigen Veränderungen dargestellt werden konnten. Dies deckt sich mit der Aussage von POULSEN NAUTRUP et al. (1998) und STROBEL (2010) für die zweidimensionale Sonographie.

Eine Indikation zum Ultraschall bestand dennoch immer dann, wenn durch Trübungen der Hornhaut die Augeninnenstrukturen nicht oder nur eingeschränkt erkennbar waren (BYRNE und GREEN 2002; GUTHOFF und GUTHOFF 1987).

In der Humanmedizin wird zur dreidimensionalen Darstellung der Hornhaut die Ultraschallbiomikroskopie mit Schallkopffrequenzen über 50 MHz angewendet. Damit ist auch eine genaue Dickenmessung der Hornhaut möglich (REINSTEIN et al. 2008, 2009).

1. Keratoglobus:

Die dreidimensionale Darstellung des Keratoglobus entspricht der in der Literatur beschriebenen Darstellung von BYRNE und GREEN (2002) und REINSTEIN et al. (2009) und deckt sich mit

den in der ophthalmologischen Untersuchung gewonnenen Informationen und der Literatur (KORBEL und MAGGS 2012).

2. Nicht-ulzerierende Keratitiden:

Die dreidimensionale Darstellung von Keratitiden entspricht der von LIST (2002) beschriebenen Darstellbarkeit. Dabei war es – genau wie in der Literatur beschrieben – nicht möglich geringgradig ausgeprägte Keratitiden im Ultraschall sicher zu diagnostizieren. Dies war lediglich bei einer Dickenzunahme der Hornhaut möglich. Da wie aber bereits beschrieben eine Keratitis schon in der ophthalmologischen Untersuchung eindeutig diagnostizierbar war und die sonographische Untersuchung nur unsichere Ergebnisse lieferte, erbrachte die Ultraschalluntersuchung in diesem Fall keinen Vorteil.

3. Ulzerierende Keratitiden:

Da ein Ulkus als Kontraindikation für die Ultraschalluntersuchung galt, wurde lediglich ein Patient mit einem bereits abgeheilten Ulkus sonographisch untersucht. Es war jedoch nicht möglich, zwei- oder dreidimensional einen Substanzverlust darzustellen. Vermutlich war durch die Abheilung des Defektes keine umliegende Hornhautverdickung und eine Abnahme des Hornhautdurchmessers im Bereich des Ulkus – wie von CRONAU (2004) beschrieben - mehr vorhanden.

4. Nicht-entzündliche Keratopathien:

Bei zwei Haushühnern (*Gallus gallus domesticus*) konnte eine nicht-entzündliche milchige Trübung der Hornhaut diagnostiziert werden. Diese gingen jedoch nicht mit einer Dickenzunahme der Kornea einher, deshalb waren sie sonographisch nicht diagnostizierbar. Dies deckt sich, wie oben bereits erwähnt, mit den Aussagen von LIST (2002) und POULSEN NAUTRUP et al. (1998).

5.2.3.2 Vordere und hintere Augenkammer

1. Hyphaema:

Einblutungen in die vordere Augenkammer konnten in dieser Arbeit unterschiedlich gut sonographisch dargestellt werden. In der Hälfte der Fälle war es mithilfe des Ultraschalls nur unsicher oder gar nicht möglich, ein Hyphaema nachzuweisen. Die Ursache könnte einerseits im Grad der Einblutung liegen, da sehr feine Blutschlieren sonographisch schwieriger zu

diagnostizieren waren, als hochgradige Blutmassen. Zum anderen könnte die unterschiedliche Darstellbarkeit aber auch mit dem Alter der Einblutung zusammenhängen. Wie von GEVELHOFF (1996) und STROBEL (2010) für die konventionelle Sonographie beschrieben, stellen sich frische Einblutungen anechogen oder lediglich hypoechogen dar, wohingegen ältere Blutmassen gut diagnostiziert werden können.

Einen Vorteil bot die Ultraschalltechnik, wie bereits erwähnt, nur dann, wenn durch das Hyphaema weitere Strukturen im Auge nicht einsehbar waren. Dies ist auch die Meinung von COLEMAN et al. (1973).

2. Fibrin:

Fibrineinlagerungen in die vordere Augenkammer konnten nur sehr schlecht dargestellt werden. Bei drei Patienten war nur ein Fibrinschleier vorhanden, welcher zwei- und dreidimensional, trotz Anpassung der Geräteeinstellungen, nicht abgebildet werden konnte. Es gelingt jedoch STROBEL (2010) solche geringgradigen Fibrinschleier als hypoechogene bis echogene Strukturen darzustellen.

Lediglich mäßig echogen stellte sich in dieser Arbeit eine hochgradige Fibrineinlagerung in die vordere Augenkammer dar, was sich wiederum mit den Aussagen von LIST (2002) für die dreidimensionale Sonographie deckt. In anderen Literaturangaben wird Fibrin jedoch als hyperechogene Struktur im Ultraschall beschrieben (DIETRICH 2006; GEVELHOFF 1996; STROBEL 2010).

Zumindest für diese Arbeit lieferte somit der dreidimensionale Ultraschall keinen Vorteil zur ophthalmologischen Untersuchung für die Diagnose und das Ausmaß einer Fibrineinlagerung in die vordere Augenkammer, da vor allem der Grad der Veränderungen leicht unterschätzt werden konnte. Wie oben beschrieben, war die Sonographie aber dann von Vorteil, wenn durch das Fibrin nicht alle anderen Augenstrukturen einsehbar waren.

3. Freie Zellen:

Anders als in der Literatur von DIETRICH (2006) und LIST (2002) beschrieben, konnten freie Zellen in der vorderen Augenkammer sonographisch nicht als echoreiche Einzelpunkte dargestellt werden. Die Ursache dafür wird zum einen in dem nur geringgradigen Vorhandensein der Zellen vermutet. Zum anderen liegt hier vermutlich ein ähnliches Problem wie für die Darstellbarkeit von Fibrin und Blut in der vorderen Augenkammer vor.

5.2.3.3 Uvea

1. Uveitis:

Die Diagnose „Uveitis“ konnte lediglich bei zwei Patienten in dieser Arbeit eindeutig gestellt werden. Eine phakoanaphylaktische Uveitis konnte im dreidimensionalen Ultraschall als eine Dickenzunahme der Iris, des Ziliarkörpers und eine unregelmäßig geformte vordere Linsenkapsel dargestellt werden. Dies wird auch für die zweidimensionale Sonographie von WILLIAMS et al. (1995) und POULSEN NAUTRUP et al. (1998) beschrieben.

Bei einer Haustaube (*Columba livia*) lag eine nasale halbmondförmige Verfärbung der Iris als einziges Merkmal einer möglichen Uveitis vor. Es konnte jedoch ophthalmologisch wie sonographisch keine Dickenzunahme der Iris oder des Ziliarkörpers beobachtet werden. Auch die Echogenität der Iris war nicht verändert. Somit erbrachte die sonographische Untersuchung in diesem Fall keine neuen Erkenntnisse zur ophthalmologischen Untersuchung.

2. Iriszysten:

Erstmals konnte mit dieser Arbeit die Darstellung von Iriszysten am Vogelauge im zwei- und dreidimensionalen Ultraschall gezeigt werden. Während sich das Zystenstroma beim Menschen-, Pferde- und Hundeauge hypoechogen darstellt (CRONAU und GERHARDS 2004; DIETRICH 2006; IEZZI et al. 1996), konnte beim Vogelauge kein Unterschied in der Echogenität von Zystenstroma und Zystenkapsel festgestellt werden.

Am Pupillenrand gelegene Zysten konnten bereits in der zweidimensionalen Sonographie erkannt werden. Mithilfe der Schnittbildtechnik und der Durchsicht von Einzelbildern, konnten die Zysten jedoch einfacher als mit der konventionellen Sonographie aufgefunden werden. Mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik war es zusätzlich möglich, die gesamte Ausdehnung in die vordere Augenkammer zu erkennen.

Allerdings waren Zysten, welche am Irisrand lagen, sonographisch in der axialen Schallebene nicht darstellbar. Zusätzlich stellten sich die Zysten im Ultraschall stets weniger prägnant, als in der ophthalmologischen Untersuchung dar. Beides musste bei der Diagnosestellung und Beurteilung des Ausmaßes der Zysten berücksichtigt werden.

3. Synechien:

Eine anteriore Synechie konnte in dieser Arbeit sonographisch nicht dargestellt werden. Die Ursache lag zum einen wohl in der nur sehr schmalen Verbindung der Iris mit der Hornhaut und zum anderen in der oben beschriebenen problematischen Technik der Datengewinnung. Eine

ophthalmologische Untersuchung mittels Spaltlampe lieferte somit wesentlich bessere Ergebnisse, als die Sonographie.

Die Darstellung posteriorer Synechien gelang nur in einem Viertel der Fälle. Dies lag vermutlich an der beim Vogel nur sehr kleinen hinteren Augenkammer. So war diese selbst im physiologischen Zustand nicht immer abgrenzbar, was eine sichere Diagnosestellung einer hinteren Synechie im Ultraschall erschwerte, auch wenn in der ophthalmologischen Untersuchung die Veränderungen eindeutig erkennbar waren. Eine sehr ausgeprägte posteriore Synechie war jedoch – wie in der Literatur von STROBEL (2010), REESE (1999) und LIST (2002) beschrieben – darstellbar. Die Durchsicht der Einzelschnitte ermöglichte ein genaues Auffinden der Verklebung und es konnte mittels dreidimensionaler Darstellung der Verlust der Pupille beim Vorliegen einer Synechie gezeigt werden. Die sonographischen Befunde stimmten in diesem Fall mit den pathologisch-makroskopischen Untersuchungen am Auge überein.

Die in der ophthalmologischen Untersuchung diagnostizierten unregelmäßigen Pupillenränder wiesen nur sehr kleine Unterschiede in der Form der Pupille auf. Daher war es sehr schwierig diese Veränderungen sonographisch zu erfassen. Bei diesen minimalen Veränderungen wäre es von Vorteil, wenn die Ultraschallbiomikroskopie zur Anwendung kommen würde.

4. Iris bombata:

Erstmals gelang mit dieser Arbeit die dreidimensionale Darstellung einer vollständigen hinteren Synechie am Vogelauge. Diese war mit der Darstellung mittels konventioneller Sonographie vergleichbar (CRONAU und GERHARDS 2004). Von Vorteil war jedoch die Möglichkeit, die Einzelschnittbilder durchzusehen, um Verklebungsbereiche genau zu identifizieren.

5. Iriskolobom:

Die dreidimensionale Darstellung von Spalten in der Iris konnte durch diese Arbeit erstmals beschrieben werden. Dafür liegen in der Literatur keine Daten vor. Die Darstellbarkeit der Kolobome war aber mit der von BYRNE und GREEN (2002) für die zweidimensionale Sonographie beschriebenen vergleichbar. Durch die dreidimensionale Ansicht der Iriskolobome waren jedoch die Lokalisation und das Ausmaß der Veränderungen anschaulicher darstellbar, als dies im zweidimensionalen Ultraschall der Fall war. Die in der sonographisch Untersuchung gestellten Befunde konnten anschließend in der pathologisch-anatomischen Untersuchung verifiziert werden.

6. Iridodialysis:

Eine Zerreißung der Iris bei einem Waldkauz (*Strix aluco*) ging mit einer Lokalisation der Iris nach kaudal in den Glaskörperraum einher, was sich anders als in der Literatur von BYRNE und GREEN (2002) und CUSUMANO et al. (1998) beschrieben, darstellte. Bei diesen Autoren wird eine Verlagerung der Iris in die vordere Augenkammer beschrieben. Die dreidimensionale Ultraschalltechnik erwies sich bei der Iridodialysis von Vorteil, da dreidimensional nicht nur das Ausmaß der Veränderungen besser veranschaulicht werden konnte, sondern mittels Durchsicht der Einzelbilder auch die teilweise noch vorhandene Anhaftung der Iris am Ziliarkörper leichter darstellbar war. Die dreidimensionale Ultraschalltechnik wird auch in der Literatur als Vorteilhaft beschrieben, um Anheftungszonen genau zu identifizieren (ENDO et al. 2000; LIST 2002).

Durch eine Keratitis war es ophthalmologisch nicht möglich, oben genannte Befunde zu erheben, erst mittels der Sonographie konnten die massiven Veränderungen im Auge dargestellt werden. Die erhobenen Befunde der Sonographie konnten anschließend in der pathologisch-makroskopischen Untersuchung des Auges bestätigt werden.

5.2.3.4 Linse**1. Katarakt:**

Die Darstellung von Katarakten entsprach der in der Literatur beschriebenen Darstellungsweise für die konventionelle und dreidimensionale Sonographie von KRAUTWALD-JUNGHANNS und NEUMANN (1991), WILLIAMS et al. (1995), POULSEN NAUTRUP et al. (1998), STROBEL (2010) und LIST (2002). Ebenfalls konnte, wie bereits von SCOTTY et al. (2004) beschrieben, ein Zusammenhang zwischen Echogenität und Alter der Katarakt erkannt werden. Zudem waren höhergradige Katarakte durch die stark veränderte Echogenität im Ultraschall leichter zu diagnostizieren, als punktförmige oder nur wenig ausgeprägte nukleare Linsentrübungen. Sie konnten leicht mit Artefakten, welche im Stroma auftraten, verwechselt werden. Ebenso konnten kortikale Katarakte sonographisch durch Verdickung der vorderen Linsenkapsel und Darstellbarkeit der Linsenperipherie nicht immer sicher von einer posterioren Synechie oder anterioren Uveitis abgegrenzt werden. Eine vorherige ophthalmologische Untersuchung war daher in jedem Fall indiziert.

Mithilfe des dreidimensionalen Ultraschalls konnten auch einzigartige transversale Schnitte durch katarakt se Linsen angefertigt und die komplette Linse einschließlich des Ausmaßes der Veränderungen dargestellt werden.

2. Dislokation der Linse:

Die Darstellung einer Subluxation entspricht der in der Literatur von POULSEN NAUTRUP et al. (1998) beschriebenen Darstellungsweise für die konventionelle Sonographie. Mithilfe der Durchsicht der Einzelbilder konnte der dezente Spalt zwischen Iris und Linse und die räumliche Lage der Subluxation sehr gut dargestellt werden.

Bei einem Uhu (*Bubo bubo*) war es nicht möglich die Subluxation eindeutig zwei- oder dreidimensional darzustellen. Der Grund dafür lag vermutlich in dem zusätzlichen Vorliegen einer Cataracta immatura. Die Linsenkapsel stellte sich daher verdickt und stark echogen dar, weshalb sich der dezente Spalt vermutlich nicht eindeutig erkennen ließ.

Bei der Luxation der Linse nach posterior bei einem Waldkauz (*Strix aluco*) war es im konventionellen Ultraschall nicht auf den ersten Blick ersichtlich, an welcher Stelle sich die Linse befand. In diesem Fall halfen die Durchsicht der Einzelbilder und die Ansicht im Volumenmodus die genaue Lokalisation der Linse im Glaskörperraum zu identifizieren und das Ausmaß der Veränderungen zu veranschaulichen.

Die Darstellbarkeit entsprach grundsätzlich der Darstellung in der Literatur, durch Ruptur der Linsenkapsel konnten die Linsenränder im Ultraschall jedoch nicht als hyperechogene Strukturen identifiziert werden, wie dies von WILLIAMS et al. (1995) beschrieben wird.

In der anschließenden pathologisch-makroskopischen Untersuchung des Auges konnten die Ergebnisse der dreidimensionalen Sonographie bestätigt werden.

3. Kapselruptur:

Mit dieser Arbeit war es erstmals möglich eine Ruptur der Linsenkapsel mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik darzustellen. Dabei ähnelte die dreidimensionale Darstellung der in der Literatur beschriebenen Darstellbarkeit von BYRNE und GREEN (2002) und STROBEL (2010) für die konventionelle Sonographie. Allerdings war in beiden Fällen kein kristallartiges Material im Bereich der Rupturstelle zu erkennen. In der anschließenden pathologisch-makroskopischen Untersuchung des Auges konnte die Kapselruptur bestätigt werden.

5.2.3.5 Pathologische Veränderungen des gesamten Bulbus**1. Endophthalmitis:**

Die Darstellung einer Entzündung des gesamten inneren Auges stimmte mit der zwei- und dreidimensionalen Darstellung von GUTHOFF (1988), BYRNE und GREEN (2002) und LIST

(2002) überein. Auch hier konnten mittels Durchsicht der einzelnen Schnittbilder die pathologischen Veränderungen einfacher gefunden und ein Gesamtüberblick über die Zustände im Auge gewonnen werden.

2. Buphthalmus:

Die Darstellung eines vergrößerten Augapfels stimmte mit den Angaben von SCOTTY et al. (2004) und LIST (2002) überein, er konnte aber bereits zweidimensional gut diagnostiziert werden.

3. Phthisis bulbi:

Eine Schrumpfung des Augapfels nach massiver Entzündung stellte sich dreidimensional wie in der Literatur von GUTHOFF (1988) und LIST (2002) beschrieben dar. Mit Hilfe der Rotation des Bildvolumens und der Durchsicht der Einzelschnitte konnte ein besseres Verständnis der Zusammenhänge der pathologischen Veränderungen erlangt werden, als dies mit der zweidimensionalen Sonographie der Fall gewesen wäre.

4. Glaukom:

Ein Glaukom stellte sich in der dreidimensionalen sonographischen Untersuchung wie von BYRNE und GREEN (2002) und LIST (2002) beschrieben, dar. In diesem Fall waren die pathologischen Veränderungen bereits zweidimensional gut zu erkennen und es konnten, wie dies auch bei LIST (2002) der Fall war, keine zusätzlichen Informationen mittels dreidimensionaler Ultraschalltechnik gewonnen werden.

5.3 Die postklinische Dokumentation

1. Material und Methodik:

Die Auswahl der Materialien und Methoden orientierte sich an den Angaben von SAUNDERS und RUBIN (1975), RAVELHOFER (1985), WERTHER et al. (2011) und CANDIOTO et al. (2011) für die Vorbereitung der Augen. Die von ihnen beschriebenen Methoden eigneten sich, um die Vogelaugen zu entnehmen, zu fixieren und zu kallotieren.

Im Sinne einer standardisierten Dokumentation (BENGEL 1994) wurden alle Bulbi in derselben horizontalen Schnittebene kallotiert. Die Schnittführung sollte sich allerdings an der

sonographischen Schnittebene orientieren, um Ultraschall- und postklinische Befunde gegenüberzustellen und vergleichen zu können (STROBEL 2010). Da dreidimensionale Volumenbilder angefertigt wurden, stellte es allerdings kein Problem dar, durch Wahl der gewünschten Schnittebene und Drehung des Volumens, die angefertigten Ultraschallbilder mit den kallotierten Bulbi zu vergleichen.

Trotz Parazentese der vorderen Augenkammer mit Formalin, wie von RAVELHOFER (1985) gefordert, konnten in manchen Fällen ein Einsinken der vorderen Augenkammer und artifizielle Choroidea- und Netzhautablösungen beobachtet werden. Durch letztgenanntes entstand eine Faltenbildung auf der Netzhaut. Die Bulbi wurden jedoch nicht in jedem Fall direkt nach der Durchfixierung kallotiert und fotografiert. Nach WERTHER et al. (2011) kommt es aber bereits nach 48 Stunden zu artifiziellen Netzhautablösungen, welche mit der Dauer der Lagerung zunehmen. Daher ist festzustellen, dass eine sofortige Kallotierung und Fotografie der Bulbi nach erfolgreicher Fixierung mit Formalin anzustreben ist.

Für die fotografische Dokumentation richtete sich die Auswahl der Materialien und Methoden an die Angaben von BENDEL (1984, 1994), KORBEL (1990) und SNOW (2009). Die von ihnen beschriebenen Vorgehensweisen eigneten sich, um Bilder von hoher Qualität anzufertigen.

Anders als von KORBEL (1990) beschrieben, wurden die kallotierten Augen nicht erhöht positioniert, um eine Freistellung vom Hintergrund zu erreichen. Die Bilder wurden am Computer nachträglich bearbeitet und die kallotierten Bulbi mithilfe einer Software freigestellt, was in dieser Arbeit zu guten Ergebnissen führte.

2. Übereinstimmung der Befunde:

Die bereits beschriebenen artifiziellen Netzhautablösungen hatten für die vorliegende Arbeit keine Bedeutung, da nur Veränderungen im vorderen Augensegment von Interesse waren.

Die im Ultraschallbild erkennbaren punktförmigen Vorwölbungen der hinteren Linsenkapsel in Richtung Linsenstroma und die linienförmigen Strukturen innerhalb des Linsenstromas oder hinter der Linse konnten postmortal in keinem der Präparate gefunden werden. Es handelte sich somit mit großer Wahrscheinlichkeit um Übertragungsartefakte aus den zweidimensionalen Einzelbildern, welche durch Wiederholungsechos und Verzeichnung an der Linse zustande kamen. Mittels zweidimensionaler Sonographie konnte bereits STROBEL (2010) diese Artefakte feststellen.

Alle in der sonographischen Untersuchung festgestellten pathologischen Befunde im vorderen Augensegment konnten in der postklinischen Untersuchung bestätigt werden. So war es möglich die sonographischen Befunde bei einem Waldkauz (*Strix aluco*) zu bestätigen, welche durch Trübung der Hornhaut nicht in der ophthalmologischen Untersuchung gestellt werden konnten. Die Iridodialysis, das Iriskolobom und die Verlagerung und Auflösung der Linse waren mittels Sonographie und pathologisch-anatomischer Untersuchung gleichermaßen gut darstellbar. Ebenso gut darstellbar waren eine Katarakt und eine posteriore Synechie in der ophthalmologischen, sonographischen und pathologisch-anatomischen Untersuchung. Das Strukturen im Augenhintergrund keine pathologischen Veränderungen aufwiesen, konnte mittels Sonographie gezeigt werden und anschließend mittels pathologisch-anatomischer Untersuchung bestätigt werden.

Hervorzuheben ist jedoch, dass wie bereits von BYRNE und GREEN (2002) und STROBEL (2010) beobachtet werden konnte, Fremdmaterial wie Fibrin, Blut oder Iriszysten sonographisch weniger prägnant darstellbar waren, als dies in der ophthalmologischen und vor allem postmortalen Untersuchung der Fall war. Von diesen Autoren wird daher gefordert, diese Tatsache bei der Diagnosestellung und Beurteilung des Ausmaßes der Veränderung mittels Sonographie bei Trübungen im dioptrischen Apparat zu beachten, da die Veränderungen leicht unterschätzt werden können.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Einsatzmöglichkeiten und den klinischen Nutzen der dreidimensionalen Sonographie in der Ornitho-Ophthalmologie zu untersuchen. Dabei wurde besonderen Wert auf die Darstellung und Darstellbarkeit physiologischer und pathologischer Strukturen im vorderen Augensegment gelegt. Zu diesem Zweck wurden von Januar 2011 bis April 2012 die Augen von 91 Vögeln, welche 25 verschiedenen Arten aus 13 Ordnungen angehörten, sonographisch untersucht. Es handelte sich dabei um Patienten, die an der Klinik für Vögel, Reptilien, Amphibien und Zierfische behandelt wurden, sowie um Vögel aus verschiedenen Auffangstationen, einem zoologischen Garten und einer Straußenfarm. Die Untersuchungen erfolgten primär an erkrankten Augen, wobei zu Vergleichszwecken auch das gesunde Partnerauge in die sonographische Untersuchung mit einbezogen wurde. Durch das Anfertigen von Aufnahmen postmortal präparierter Bulbi konnten die in der sonographischen Untersuchung erhobenen physiologischen und pathologischen Befunde evaluiert werden.

Die sonographischen Untersuchungen erfolgten mit dem portablen Ultraschallgerät Voluson i der Firma GE Healthcare und einer 18 MHz-Linearsonde der gleichen Firma. Die postmortal angefertigten Photographien wurden mit der digitalen Spiegelreflexkamera 80D der Firma Nikon und dem Makroobjektiv Nikon AF-S Mikro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED und zwei Blitzen der Fabrikate Novoflex Makroblitz und Novoflex Makroblitz Servo (Fa. Novoflex, Memmingen (Deutschland)) durchgeführt.

Bei allen Patienten erfolgte eine klinische und ophthalmologische Untersuchung, bevor mit der sonographischen Untersuchung der Augen begonnen wurde. Die Geräteeinstellungen wurden dabei im B-Mode vorgenommen und anschließend mittels automatischer horizontaler Kippbewegung des Schallkopfes das dreidimensionale Datenvolumen erfasst. Die Untersuchungen erfolgten mittels axialer vertikaler oder horizontaler Schallkopfposition auf dem Auge und dem direkten Kornea-Kontakt-Verfahren.

Wurden Vögel aufgrund einer sehr ungünstigen Prognose euthanasiert, so wurden die Augen entnommen, fixiert, kallotiert und anschließend photographisch dokumentiert. Damit konnte die Aussagekraft der sonographisch erstellten Befunde überprüft werden.

Mit Hilfe der dreidimensionalen Sonographie konnten physiologische Strukturen im vorderen Augensegment ab einer Vogelgröße von Nymphensittichen (*Nymphicus hollandicus*) zuverlässig dargestellt werden und erstmals gelang die dreidimensionale Darstellung einer Vielzahl von pathologischen Veränderungen im Vogelauge. Dabei bot die dreidimensionale Ultraschalltechnik den Vorteil, anatomische und pathologische Strukturen räumlich darzustellen und das Verständnis für die Lokalisation und das Ausmaß einer Veränderung zu verbessern. Durch Bearbeitung und Drehung des Volumens konnten Ansichten erlangt werden, die aufgrund anatomischer Verhältnisse am Auge mittels zweidimensionaler Sonographie nicht möglich gewesen wären. Ein weiterer diagnostischer Nutzen lag in der Verwendung des „Schnittebenenmodus“, bei dem der komplette dreidimensionale Datensatz in jeder beliebig gewählten Ebene als zweidimensionales Einzelbild abgebildet wurde. Damit konnten pathologische und physiologische Zusammenhänge im Auge zuverlässig und verständlicher dargestellt werden als mit der konventionellen Sonographie. Zudem war durch Berechnung der weiteren benötigten Ebenen durch den Computer die Untersuchungszeit für den Vogel verkürzt, was zu einer tierschutzgerechteren Untersuchung und zur Schonung des Patienten führte.

Als nachteilig wurde in dieser Arbeit die Akquisitionsdauer von bis zu zwölf Sekunden angesehen, da dadurch oftmals aufgrund von Augen- und Lidbewegungen Artefakte im Datensatz entstehen konnten. Auch war es nicht möglich den kompletten Datensatz abzuspeichern, was in Einzelfällen zu einem Datenverlust führte. Trotz sehr guter schallkopfnaher Auflösung war es zudem nicht immer möglich nur geringgradig ausgebildete pathologische Veränderungen sonographisch sicher zu diagnostizieren. Auch war die Auflösung bei sehr kleinen Augen, wie denen von Buchfinken (*Fringilla coelebs*), limitiert.

Die mithilfe der Sonographie erstellten Befunde konnten durch die ophthalmologische Untersuchung und die postmortal angefertigten Bulbuspräparate bestätigt werden. Sonographisch waren die Veränderungen jedoch in einigen Fällen weniger prägnant darstellbar, als dies in der ophthalmologischen und postmortalen Untersuchung der Fall war.

Zusammenfassend kann die dreidimensionale Sonographie des vorderen Augensegmentes als Bereicherung in der Ornitho-Ophthalmologie ab einer Vogelgröße von Nymphensittichen (*Nymphicus hollandicus*) angesehen werden. Sie stellt eine sinnvolle und nützliche Ergänzung zur ophthalmologischen Untersuchung vor allem bei Trübungen im Bereich der Hornhaut dar und kann zu einer schnellen und verständlichen Diagnosestellung verhelfen.

7. SUMMARY

The purpose of this study was to evaluate the application and the clinical use of three-dimensional ultrasonography in ornitho-ophthalmology with a special focus on the appearance and presentability of physiologic and pathologic structures in the anterior eye segment. For this purpose, from January 2011 to April 2012 the eyes of 91 birds belonging to 25 different species from 13 orders underwent sonographic examination. Investigations were performed on patients from the Clinic for Birds, Reptiles, Amphibians and Pet Fish, as well as on birds from different rehabilitation centers, one zoological garden and one ostrich farm. The sonographic examinations were primarily performed on diseased eyes. Furthermore, the healthy other eye of the bird was also examined, for comparative purpose. By producing photographs of post mortem prepared eyes, the physiologic and pathologic diagnostic findings of the ultrasonographic examination could be evaluated.

The sonographic examinations were performed with the portable ultrasound system Voluson i of GE Healthcare in combination with an 18 MHz linear transducer of the same company. The post mortem photographs were conducted with the digital reflex camera Nikon 80D and the macro lens AF-S Micro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED of Nikon with the two flashes Novoflex Makroblitz and Novoflex Makroblitz Servo (Novoflex, Memmingen (Germany)).

All patients underwent a clinical and ophthalmological examination prior to sonographic examination of the eyes. The alignments of the device were conducted in B-Mode; after which the three-dimensional data volume was determined by an automatic horizontal tilting of the transducer. Investigations were performed in axial vertical or horizontal position of the transducer on the eye and with the direct contact method.

If animals had to be euthanized due to a very poor prognosis, the eyes were extracted, fixed, cut and photographs were taken. Therefore the reliability of the diagnostic findings using ultrasonography could be verified.

With the help of three-dimensional ultrasonography, physiological structures in the anterior eye-segment with a minimum eye-size e.g. of cockatiels (*Nymphicus hollandicus*) were reliably shown and the first three-dimensional representation of a number of pathological changes in the bird's eye succeeded. Thereby three-dimensional ultrasound technology provided the advantage to present anatomical and pathological structures in space and to improve the understanding of

the localization and extent of change. By editing and rotating the volume, views could be achieved which were not possible with two-dimensional ultrasonography according to anatomical conditions. A further diagnostic benefit was the use of the “sectional plane mode” in which the complete three-dimensional data set has been displayed in any arbitrarily chosen plane as a two-dimensional frame. For this reason, pathological and physiological correlations in the eye were shown to be reliable and easier to understand than with conventional sonography. In addition, the investigation time for the bird shortened because the computer calculated the other required planes, resulting in less stress for the patient and a better animal protection conformity.

The acquisition time up to twelve seconds was considered as a disadvantage in this work, because often artifacts in the dataset through eye and lid movements could develop. It was also not possible to store the complete dataset, which resulted in individual cases to a data loss. Despite very good resolution near the transducer, it was not always possible to diagnose only slightly developed pathological alterations by ultrasonography. Furthermore, the resolution of very small eyes, like those of chaffinches (*Fringilla coelebs*), was also limited.

The ultrasonographic findings could be verified through the ophthalmological examination and the post mortem prepared bulbs. However, sonographically, the changes were always less presentable than in the ophthalmic and post-mortem examination.

In summary, the three-dimensional ultrasonography of the anterior eye segment can be seen as an enrichment in ornitho-ophthalmology with a minimum eye-size e.g. of cockatiels (*Nymphicus hollandicus*). It provides a meaningful and useful addition to the ophthalmological examination, especially in opacity of the cornea and may lead to a rapid and understandable diagnosis.

8. Résumé

Le but de ces travaux était l'évaluation de l'application et de l'utilisation à des fins cliniques de l'ultrasonographie tridimensionnelle en ornitho-ophtalmologie. Une attention toute particulière fut apportée à la représentation ainsi qu'à la représentabilité des structures physiologiques et pathologiques du segment antérieur de l'œil. A cette fin, de janvier 2011 à avril 2012, les yeux de 91 oiseaux appartenant à 25 espèces différentes de 13 ordres ont été soumis à l'étude sonographique. Ces recherches ont été effectuées sur des patients issus de la clinique des oiseaux, reptiles, amphibiens et poissons d'ornement, ainsi que sur des volatiles de différents centres de réhabilitation, d'un jardin zoologique et d'une ferme d'élevage d'autruches. Les examens furent en premier lieu effectués sur des yeux malades. En outre, l'autre œil sain de l'oiseau fut également examiné à des fins de comparaison. La production de clichés réalisés sur des préparations postmortem d'yeux permet l'évaluation physiologique et pathologique des résultats obtenus par sonographie.

Les examens sonographiques furent réalisés avec un système à ultrason portable Voluson i de la firme GE Healthcare en combinaison avec un transducteur linéaire de 18 Mhz de la même compagnie. Les prises de vue postmortem ont été effectuées avec un réflect numérique Nikon 80D et un objectif macro AF-S Micro NIKKOR 60 mm 1 :2.8 G ED de la marque Nikon avec deux flashes Novoflex Makroblitz et Novoflex Makroblitz Servo (Novoflex, Memmingen (Allemagne)). Tous les patients ont subi un examen clinique et ophtalmologique avant le début de l'examen sonographique des yeux. Les réglages du dispositif ont été effectués en B-Mode ; après quoi les données en trois dimensions furent déterminées par un mouvement d'inclinaison horizontal automatique du transducteur. Les recherches furent conduites en position axiale verticale ou horizontale du transducteur sur l'œil et par la méthode avec contact direct sur la cornée. Si des animaux ont été euthanasiés à cause d'un pronostic vital faible, les yeux ont été extraits, fixés, coupés et ensuite photographiés. Ceci permet de montrer la fiabilité des résultats obtenus par la méthode sonographique.

Avec l'aide de l'ultrasonographie tri-dimensionnelle, des structures physiologiques dans le segment antérieur de l'œil purent être montrées de façon fiable et pour la première fois une représentation en trois dimensions d'un grand nombre de changements pathologiques dans l'œil de l'oiseau fut possible.

Ainsi la technique à ultrason tridimensionnelle présente l'avantage de représenter les structures anatomiques et pathologiques dans l'espace et améliore la compréhension de la localisation et de l'étendue d'un changement. Par traitement et réglage du volume, des vues furent obtenues qui, compte tenu des conditions anatomiques de l'œil, n'auraient pu être obtenues avec la sonographie bidimensionnelle. Un autre avantage pour le diagnostic est l'utilisation du 'sectional plane mode' dans lequel l'ensemble des données tridimensionnelles peut être représenté dans n'importe quel plan choisi en deux dimensions.

De sorte que les corrélations pathologiques et physiologiques de l'œil purent être représentées de façon plus compréhensible et fiable que par la méthode sonographique conventionnelle. De plus, le temps d'examen pour l'oiseau étant raccourci du fait que l'ordinateur calcule les autres plans nécessaires, le stress résultant de cet examen est moindre.

Un temps d'acquisition pouvant aller jusqu'à 12 secondes peut être considéré comme un désavantage pour ces travaux car les mouvements de l'œil et de la paupière produisent souvent des artefacts pendant l'enregistrement des données.

Il n'a également pas été possible d'enregistrer l'ensemble des données ce qui entraîne, dans certains cas, une perte d'informations. Malgré une très bonne résolution près du transducteur il ne fut pas toujours possible de diagnostiquer précisément de très légères altérations pathologiques via l'ultrasonographie. De plus, la résolution pour de très petits yeux, comme ceux du pinson (*Fringilla coelebs*), était limitée.

Les découvertes dues à l'ultrasonographie purent être vérifiées par l'examen ophtalmologique ainsi que par les bulbes postmortem préparés.

Toutefois d'un point de vue sonographique, la représentation des changements était toujours moins concise que pour l'examen ophtalmologique et post-mortem.

En résumé, l'ultrasonographie tridimensionnelle du segment antérieur de l'œil peut être considérée comme un enrichissement dans le domaine de l'ornitho-ophtalmologie. Elle est un avantage utile et significatif à l'examen ophtalmologique, spécialement pour l'opacité de la cornée et peut conduire à un diagnostic rapide et compréhensible.

9. Resumen

El objetivo de este estudio consistió en la evaluación de la aplicación y el uso clínico de la ultrasonografía tridimensional en la oftalmología ornitológica. En concreto se describió la apariencia y presentación de las estructuras fisiológicas y patológicas de la cámara anterior del ojo. Con este objetivo se sometieron a examen ultrasonográfico los ojos de 91 aves pertenecientes a 25 especies diferentes, las cuales se engloban dentro de 13 órdenes, desde enero de 2011 hasta abril de 2012.

Las investigaciones se llevaron a cabo en pacientes privados de la Clínica de Aves, Reptiles, Anfibios y Peces Ornamentales, así como en aves procedentes de diferentes centros de recuperación, un parque zoológico y una granja de avestruces. Los exámenes ultrasonográficos se realizaron de forma primaria en ojos con enfermedad ocular. De forma posterior se procedió al examen del ojo sano del mismo paciente a efectos comparativos. La evaluación de los hallazgos fisiológicos y patológicos encontrados en los exámenes ultrasonográficos se llevó a cabo mediante la toma de fotografías post mortem de ojos conservados.

Para la realización del examen ecográfico se utilizó el sistema ultrasonográfico portátil "Voluson i" de la empresa GE Healthcare combinado con una sonda linear de 18 MHz de la misma casa comercial.

Las fotografías post mortem se llevaron a cabo con una cámara digital reflex Nikon 80D y la lente Nikon de macro AF-S Micro NIKKOR 60 mm 1:2.8 G ED. Se utilizaron a su vez los flashes NovoflexMakroblitz y NovoflexMakroblitz Servo (Novoflex, Memmingen (Alemania)).

Previamente al examen ecográfico se realizó un examen clínico y oftalmológico de los ojos. Se seleccionó como configuración de trabajo del aparato el B-modo, tras lo cual la toma de datos tridimensional se determina por una inclinación automática de la sonda. Los exámenes se realizaron con la sonda en posición axial sobre el ojo, tanto vertical como horizontal, y en contacto directo con el mismo. Los ojos de los animales que, debido a un pronóstico extremadamente malo debieron eutanasiarse, se extrajeron, fijaron, cortaron y fotografiados, de tal forma fue posible comprobar la fiabilidad de los hallazgos diagnósticos encontrados mediante la ultrasonografía.

Gracias a la ultrasonografía tridimensional se pudo mostrar con éxito y de forma fiable tanto las estructuras de la cámara anterior del ojo (para un tamaño mínimo de globo ocular de una ninfa

(*Nymphicus hollandicus*)), como la primera representación tridimensional de los cambios patológicos del ojo de las aves. De esta manera la tecnología de la ultrasonografía tridimensional proporciona la ventaja de mostrar las estructuras anatómicas y fisiológicas en el espacio para mejorar el discernimiento de la localización y la extensión de la alteración. Editando y rotando el volumen se pueden obtener diferentes vistas de la zona deseada que no serían posibles de adquirir con la ultrasonografía en dos dimensiones debido a las condiciones anatómicas. Otra ventaja diagnóstica consistió en el uso del “modo plano seccional”, en el cual el conjunto de datos al completo se despliega de forma arbitraria en un plano previamente escogido conformando un marco bidimensional. Por esta razón se mostraron las correlaciones fisiológicas y patológicas en el ojo de forma más fiable y más fácilmente entendible que con la ultrasonografía bidimensional. Además el tiempo empleado en el examen del ojo del ave se ve reducido ya que el software calcula el resto de planos requeridos por sí solo, lo que produce una reducción del estrés del paciente y se adecúa de mejor forma a las normas de protección animal.

En el transcurso de este estudio se consideró como una desventaja el hecho de que en ciertos casos la obtención de las imágenes supuso un periodo de duración mayor a 12 segundos, debido a artefactos producidos en la toma de datos del ojo en cuestión y en los movimientos de los párpados. Tampoco resultó posible el almacenamiento del conjunto de datos completo, los que supuso en ciertos casos una pérdida de información. A pesar de la gran resolución en la zona más cercana a la sonda, no siempre fue posible diagnosticar alteraciones patológicas levemente desarrolladas mediante la ultrasonografía. La resolución se ve además limitada en ojo de aves extremadamente pequeñas, como en el caso del pinzón (*Fringilla coelebs*).

Los hallazgos ultrasonográficos se verificaron con el examen oftalmológico y las preparaciones post mortem de los globos oculares. Sin embargo en ciertos casos los cambios en la ecografía fueron menos visible que en la oftalmoscopia y que en el examen post mortem.

En resumen, la ultrasonografía en tres dimensiones de la cámara anterior del ojo se puede considerar como un enriquecimiento en el diagnóstico oftalmológico en el campo de la ornitología para tamaños de globo ocular mayores al de aves como por ejemplo una ninfa (*Nymphicus hollandicus*). Supone una adición importante y útil al examen oftalmológico, especialmente en el caso de la opacidad corneal, y puede conducir a un diagnóstico más rápido y mejor comprensible.

10. LITERATURVERZEICHNIS

ANDERSON, G. A. & BUYUKMIHCI, N. (1983) Phacoanaphylactic endophthalmitis in an owl. *Vet Pathol* 20, 776 - 778

ANONYM (2008) In Voluson® i Basishandbuch 106114 - 08 Revision 3. Ed G. HEALTHCARE. Deutschland

BAUM, G. (1964) ULTRASONOGRAPHY IN CLINICAL OPHTHALMOLOGY. *Trans Am Acad Ophthalmol Otolaryngol* 68, 265 - 276

BENGEL, W. (1984) Die Photographie in Zahnmedizin und Zahntechnik. Berlin, Quintessenz Verlags - GmbH

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

BENTLEY, E., MILLER, P. E. & DIEHL, K. A. (2003) Use of high-resolution ultrasound as a diagnostic tool in veterinary ophthalmology. *J Am Vet Med Assoc* 223, 1617 - 1622, 1599

BEZZEL, EINHARD (1990) Sinnesorgane. Auge. In *Ornithologie*. 2., völlig Neubearb. und erw. Aufl. edn. Eds E. BEZZEL, R. PRINZINGER. Stuttgart, Ulmer. pp 148 - 155

BITGOOD, J. J. & WHITLEY, R. D. (1986) Pop-eye: an inherited Z-linked keratoglobus in the chicken. *J Hered* 77, 123 - 125

BOROFFKA, S. A., VERBRUGGEN, A. M., GRINWIS, G. C., VOORHOUT, G. & BARTHEZ, P. Y. (2007) Assessment of ultrasonography and computed tomography for the evaluation of unilateral orbital disease in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 230, 671 - 680

BRONSON, N. R., 2ND (1973) Contact B-scan ultrasound. *J Clin Ultrasound* 1, 102 - 113

BUYUKMIHCI, N. (1985) Lesions in the ocular posterior segment of raptors. *JAVMA* 187, 1121 - 1124

BUYUKMIHCI, N. C., MURPHY, C. J. & SCHULZ, T. (1988) Developmental ocular disease of raptors. *J Wildl Dis* 24, 207 - 213

BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Artifacts. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 466 - 467

BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Examination Techniques for the Globe. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby

BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Glaucoma. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby

- BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) The globe. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 13 - 14
- BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Inflammatory Diseases of the Eye. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby
- BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Intraocular Tumors. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby
- BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Physics and Instrumentation. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 1 - 12
- BYRNE, SANDRA FRAZIER & GREEN, RONALD L. (2002) Trauma and Postsurgical Findings. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. 2 edn. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby
- CANDIOTO, CINTHIA GRAZIELA, WERTHER, KARIN & KORBEL, RÜDIGER (2011) HISTOMORPHOMETRY OF THE EYE BULB CORNEA FROM COMMON KESTREL (*Falco tinnunculus* – LINNAEUS, 1758). In *XV Encontro Nacional de Patologia Veterinária e I Congresso Brasileiro de Patologia Veterinária*. Goiânia, Brasília
- COLEMAN, D. J. (1995) Evaluation of ciliary body detachment in hypotony. *Retina* 15, 312 - 318
- COLEMAN, D. J., JACK, R. L. & FRANZEN, L. A. (1973) Ultrasonography in ocular trauma. *Am J Ophthalmol* 75, 279 - 288
- 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
- CRONAU, MARC & GERHARDS, HARTMUT (2004) Hochauflösende Sonographie am Auge des Pferdes. *Pferdeheilkunde* 20, 321 - 326
- CRONAU, MARC ALEXANDER (2004) Sonographie mittels hochauflösendem Ultraschall am Auge des Pferdes. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- 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, 300 - 306
- DAVIDSON, MICHAEL G. & NELMS, SUSAN R. (2008) Diseases and surgery of the canine lens - Section 1. In *Essentials of veterinary ophthalmology*. 2. ed. edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell
- DELCKER, A., MARTIN, T. & TEGELER, C. (1998) Magnetic sensor data acquisition for three-dimensional ultrasound of the orbit. *Eye (Lond)* 12 (Pt 4), 725 - 728
- DIETRICH, URSULA M. (2006) Ophthalmic Examination and Diagnostics. Part 3: Diagnostic Ultrasonography. In *Vet Ophthalmol*. 4 edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa, Blackwell. pp 507 - 519
- DOWNEY, DÓNAL B., FENSTER, AARON & WILLIAMS, J. C. (2000) Clinical utility of three-dimensional US. *Radiographics* 20, 559 - 571

- DOWNEY, DÓNAL B., NICOLLE, D. A., LEVIN, M. F. & FENSTER, AARON (1996) Three-dimensional ultrasound imaging of the eye. *Eye (Lond)* 10 (Pt 1), 75 - 81
- DUKE-ELDER, S. (1958) The eye in evolution. In *System of Ophthalmology*. Ed S. DUKE-ELDER. London. pp 357 - 427
- DZIEZYC, JOAN, HAGER, DAVID A. & MILLICHAMP, NICHOLAS J. (1986) Two-Dimensional Real-Time Ultrasonography in the Diagnosis of Ocular Lesions in Dogs. *J Am Anim Hosp Assoc* 23
- EHRENHOFER, MARION CHRISTINE AGNES (2001) Histologische Untersuchung der physiologischen Retina des Pferdes und retinaler Veränderungen im Rahmen von equiner rezidivierender Uveitis (ERU). München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- EL-MAGHRABY, HUSSEIN M., NYLAND, THOMAS G. & BELLHORN, ROY W. (1995) Ultrasonographic and Biometric Evaluation of Sheep and Cattle Eyes. *Veterinary Radiology & Ultrasound* 36, 148 - 151
- 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, 1080 - 1081
- EVANS, HOWARD E. (1979) Organa Sensoria. In *Nomina anatomica avium*. Ed J. J. BAUMEL. London, Acad. Pr. pp 505-525
- FARROW, CHARLES S. (1996) How ultrasound works. In *Small animal ultrasound*. Ed R. W. GREEN. Philadelphia, Lippencott-Raven. pp 7 - 27
- FENSTER, AARON & DOWNEY, DÓNAL B. (2000) Three-dimensional ultrasound imaging. *Annu Rev Biomed Eng* 2, 457 - 475
- FINGER, P. T., KHOUBEHI, A., PONCE-CONTRERAS, M. R., ROCCA, D. D. & GARCIA, J. P., JR. (2002) Three dimensional ultrasound of retinoblastoma: initial experience. *Br J Ophthalmol* 86, 1136 - 1138
- FINGER, P. T., ROMERO, J. M., ROSEN, R. B., IEZZI, R., EMERY, R. & BERSON, A. (1998) Three-dimensional ultrasonography of choroidal melanoma: localization of radioactive eye plaques. *Arch Ophthalmol* 116, 305 - 312
- FINGER, PAUL T. (2002) Three-Dimensional Ultrasound of the Eye. In *Ultrasound of the Eye and Orbit*. Eds S. F. BYRNE, R. L. GREEN. St. Louis, Mosby. pp 236 - 243
- FISHER, Y., HANUTSAHA, P., TONG, S., FENSTER, A., MAZARIN, G. & MANDAVA, N. (1998) Three-dimensional ophthalmic contact B-scan ultrasonography of the posterior segment. *Retina* 18, 251 - 256
- FLÜCKIGER, M. (1990) Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 1. Funktionsweise, Geräte, Biologische Wirkung. *Schweiz. Arch. Tierheilk.* 132, 275 - 282
- FORTE, R., CENNAMO, G. & BREVE, M. A. (2009) Three-Dimensional Ultrasound of Ophthalmic Pathologies. *Ophthalmologica* 223, 183 - 187

- FRANZ, VICTOR (1934) Höhere Sinnesorgane. In Handbuch der vergleichenden Anatomie der Wirbeltiere Band 2. Eds L. BOLK, E. GÖPPERT, E. KALLIUS. Berlin, Wien, Urban und Schwarzenberg. pp 989 - 1292
- FREWEIN, J & SINOWATZ, F (2004) Sinnesorgane. In Lehrbuch der Anatomie der Haustiere, Band 5. Eds R. NICKEL, A. SCHUMMER, E. SEIFERLE. Berlin, Hamburg, Parey
- GARCIA, J. P., JR., FINGER, P. T., KURLI, M. & HOLLIDAY, R. A. (2005) 3D ultrasound coronal C-scan imaging for optic nerve sheath meningioma. Br J Ophthalmol 89, 244 - 245
- GELATT, KIRK N., BROOKS, D. E. & KÄLLBERG, M.E. (2008) The Canine Glaucomas. In Essentials of veterinary ophthalmology. 2. ed. edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell. pp 155 - 187
- GEVELHOFF, ISABEL (1996) Ultraschalldiagnostik in der Pferdeophthalmologie. München, Ludwig-Maximilians-Universität München. p 140 S.
- GILGER, B.C. (2008) Diseases and surgery of the canine cornea and sclera. In Essentials of veterinary ophthalmology. 2. ed. edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell. pp 119 - 153
- GLADISCH, R. (1993) Einführung in die sonographische Diagnostik. Tierärztliche Praxis Sonderheft, 3 - 19
- GONZALEZ, E. M., RODRIGUEZ, A. & GARCIA, I. (2001) Review of ocular ultrasonography. Vet Radiol Ultrasound 42, 485 - 495
- GÖTZ, ANDRÉ-J. (1983) Physikalische Grundlagen. In Kompendium der medizinisch-diagnostischen Ultrasonographie. Stuttgart, Enke. pp 7 - 25
- GRASBON, T., SCHRIEVER, S., HOOPS, J.P. & MUELLER, A.J. (2001) 3D-Ultraschall - Erste Erfahrungen bei verschiedenen Augenerkrankungen. Ophthalmologe 98, 88 - 93
- GRASBON, T., SCHRIEVER, S. & MUELLER, A.J. (1999) 3D-Ultraschall: Erste Erfahrungen bei verschiedenen Augenerkrankungen. In 97. Tagung der DOG. Ed D. O. G. HEIDELBERG. Berlin, Deutschland
- GUMPENBERGER, M. & KOLM, G. (2006) Ultrasonographic and computed tomographic examinations of the avian eye: physiologic appearance, pathologic findings, and comparative biometric measurement. Vet Radiol Ultrasound 47, 492 - 502
- GUTHOFF, R. (1999) Die Rolle der Ultraschallsonographie im Rahmen der Ophthalmologie. Onkologie 5, 766 - 770
- GUTHOFF, R. & GUTHOFF, K. (1987) Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 1: Methodik, Trübungen der brechenden Medien. Zeitschr prakt Augenheilk 8, 311 - 316
- GUTHOFF, RUDOLF (1988) Ultraschall in der ophthalmologischen Diagnostik. Stuttgart, Enke
- GYLSTORFF, IRMGARD & GRIMM, FRITZ (1998) Organkranheiten: Sinnesorgane. In Vogelkrankheiten. 2 edn. Eds I. GYLSTORFF, F. GRIMM. Stuttgart, Eugen Ulmer GmbH&Co. pp 321 - 323

- HAMPER, U. M., TRAPANOTTO, V., SHETH, S., DEJONG, M. R. & CASKEY, C. I. (1994) Three-dimensional US: preliminary clinical experience. *Radiology* 191, 397 - 401
- HARRIS, M. C., SCHORLING, J. J., HERRING, I. P., ELVINGER, F., BRIGHT, P. R. & PICKETT, J. P. (2008) Ophthalmic examination findings in a colony of Screech owls (*Megascops asio*). *Vet Ophthalmol* 11, 186 - 192
- HENDRIX, D.V.H. (2008) Diseases and surgery of the canine anterior uvea. In *Essentials of veterinary ophthalmology*. 2. ed. edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell. pp 189 - 216
- HOFFMANN, I. & KÖSTLIN, R. (2004) Die sonographische Untersuchung des vorderen Augenabschnittes beim Kleintier. Teil 1: Untersuchungstechnik und echographische Normalbefunde. *Tierärztliche Praxis* 32, 175 - 179
- HUFEN, HEIKE & KORBEL, RÜDIGER (2009) Investigations in the appliance of immersion shells in avian ocular ultrasonography. In *Proceedings of the 11th European AAV Conference*. Ed EAAV
- HUGHES, J.R. & BYRNE, S.F. (1987) Detection of posterior ruptures in opaque media. In *Ophthalmic echography*. *Proceedings of the 10. SIDUO Congress*, St. Petersburg Beach, Florida, USA, Nov. 7 - 10, 1984. Ed K. C. OSSOINIG. Dordrecht, K. C., Nijhoff, Junk. pp 333 - 342
- IEZZI, R., ROSEN, R. B., TELLO, C., LIEBMANN, J., WALSH, J. B. & RITCH, R. (1996) Personal computer-based 3-dimensional ultrasound biomicroscopy of the anterior segment. *Arch Ophthalmol* 114, 520 - 524
- JENSEN, P. K. & HANSEN, M. K. (1991) Ultrasonographic, three-dimensional scanning for determination of intraocular tumor volume. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 69, 178 - 186
- KARPINSKI, LORRAINE G. (1983) Clinical aspects of ophthalmology in caged birds. In *Proceedings of 1983 annual meeting of the Association of Avian Veterinarians*. Ed AAV. San Diego, California
- KERN, T. J. (2008) Exotic Animal Ophthalmology. Birds. In *Vet Ophthalmol*. 4 edn. Ed K. N. GELATT. Ames, Oxford, Victoria, Blackwell Publishing. pp 1381 - 1389
- KLEIN, A. & MÜLLNER, K. (1999) Dreidimensionale Ultraschalldarstellung in der Augenheilkunde. In *97. Tagung der DOG*. Ed D. O. G. HEIDELBERG. Berlin, Deutschland
- KORBEL, R. (1990) Photographie in der Vogelmedizin. In *DVG VII. Tagung über Vogelkrankheiten*. Ed J. KÖSTERS. München, DVG
- KORBEL, R. (1991) Zum derzeitigen Stand der Ornitho-Ophthalmologie. *Tierärztliche Praxis* 19, 497 - 507
- KORBEL, R. (1994) Augenheilkunde bei Vögeln: Ätiologie und Klinik von Augenkrankheiten, Luftsack-Perfusionsanästhesie, ophthalmologische Photographie und Bildatlas der Augenerkrankungen bei Vögeln. In *Vet. Habil. München*

KORBEL, R. (2012) Avian Ophthalmology - Principles and Application. In Australasian Committee Association of Avian Veterinarians & Unusual and Exotic Pet Veterinarians. Ed AAVAC/UEPC. Melbourne, Australia

KORBEL, R. & GRIMM, F. (1989) Untersuchungen zum fibrinolytischen System einiger Vogelspezies: Plasminogenaktivatoren und Plasminogeninhibitoren. Tierärztliche Umschau 44, 548 - 555

KORBEL, R., HUFEN, HEIKE & SCHWEIKL, MONIKA (2008) Investigations in Morphological Ocular Reference Parameters in Turkey using digital scanning Ophthalmoscopy and Ultrasonography. In 7th International Symposium on Turkey Diseases

KORBEL, R. & MAGGS, D. (2012) Neue ophthalmologische Untersuchungserkenntnisse zum "Pop-eye-Syndrom" bei Legehennen. In 17. DVG-Tagung über Vogelkrankheiten. Ed D. V. G. E.V. München, DVG

KORBEL, RÜDIGER (1992) Okulare Manifestation systemischer Erkrankungen beim Vogelpatienten. Teil 1. Tierärztl Prax 20, 385 - 394

KORBEL, RÜDIGER (1992) Okulare Manifestation systemischer Erkrankungen beim Vogelpatienten. Teil 2. Tierärztl Prax 20, 483 - 491

KORBEL, RÜDIGER (2001) Das ophthalmologische Quiz - Linsenluxationen bei Eulen. Tierärztl Prax 29, 264 - 269

KORBEL, RÜDIGER, HUFEN, HEIKE, SCHWEIKL, MONIKA & STROBEL, BIRTE KATJA (2009) Ocular Ultrasonography in Birds. In 30th Annual Association of Avian Veterinarians Conference & Expo. Ed AAV. Milwaukee, Wisconsin

KORBEL, RÜDIGER, LENDL, CHRISTINE & WIESNER, HENNING (1996) Ophthalmic diseases in zoo birds. In Proceedings EAZWV

KORBEL, RÜDIGER & MAGGS, DAVID. (2012) Ophthalmological Findings in Chickens Affected with the "Pop Eye" Syndrome. In 33th Annual Conference & Expo with the Association of Exotic Mammal Veterinarians. Ed AAV. Louisville

KORBEL, RÜDIGER, REESE, SVEN & KÖNIG, HORST E. (2001) Propädeutik. Klinischer Untersuchungsgang - Ophthalmologische Untersuchung. In Anatomie der Vögel. Eds H. E. KÖNIG, R. KORBEL, H.-G. LIEBICH. Stuttgart, Schattauer

KRAUTWALD-JUNGHANNS, M.E. & NEUMANN, W. (1991) Diagnostic use of ultrasonography in birds. In Proceedings of the 1991 Annual Conference of the Association of Avian Veterinarians. Ed AAV. Chicago, Illinois

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. Vet Ophthalmol 15, 5 - 17

LAWTON, MARTIN PC (1993) Avian anterior segment disease. In Proceedings Association of Avian Veterinarians. Ed AAV

- LEES, WILLIAM (2001) Ultrasound imaging in three and four dimensions. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 22, 85 - 105
- LEHMKUHL, R. C., ALMEIDA, M. F., MAMPRIM, M. J. & VULCANO, L. C. (2010) B-mode ultrasonography biometry of the Amazon Parrot (*Amazona aestiva*) eye. *Vet Ophthalmol* 13 Suppl, 26 - 28
- LIEPERT, ANDREA (2013) Dreidimensionale Sonographie des Vogelauges - das hintere Augensegment. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- LIST, SYLVIA (2002) Dreidimensionale Sonographie am Auge des Pferdes. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- LO, W. K., KUCK, J. F., SHAW, A. P. & YU, N. T. (1993) The altricial pigeon is born blind with a transient glycogen cataract. *Exp Eye Res* 56, 121 - 126
- MAGGS, DAVID J. (2008) Cornea and Sclera. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology*. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders. pp 175 - 202
- MARTIN, CHARLES L. (1995) Glossar. In *Augenkrankheiten bei Hund und Katze (Pferd, Wiederkäuer)*. Alfeld u.a., Schaper. pp 481 - 486
- MARTIN, CHARLES L. (1995) Kornea und Sklera. In *Augenkrankheiten bei Hund und Katze (Pferd, Wiederkäuer)*. Alfeld u.a., Schaper. pp 175 - 232
- MARTIN, GRAHAM R. (1985) Eye. In *Form and Function in Birds*. Eds A. S. KING, J. MCLELLAND. London, Academic Press. pp 311 - 373
- MEIER, H. (1989) Artefakte in der Ultraschalldiagnostik. *Tierärztl. Prax. Suppl.* 4, 36 - 46
- 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, 564 - 568
- MILLER, P. E. (2008) Uvea. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology*. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders. pp 203 - 229
- MILLER, PAUL E. (2008) The Glaucomas. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology*. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders
- MODIS, L., SOHAJDA, Z., KOMAR, T., HASSAN, Z. & BERTA, A. (2005) Die klinisch-pathologischen Merkmale des Keratoglobus. *Klin Monbl Augenheilkd* 222, 505 - 508
- MURPHY, C. J. (1987) Raptor ophthalmology. *Compendium on continuing education for the practising veterinarian* 9, 241 - 260
- MURPHY, C. J., BROOKS, D. E., KERN, T. J., QUESENBERRY, K. E. & RIIS, R. C. (1983) Enucleation in birds of prey. *J Am Vet Med Assoc* 183, 1234 - 1237
- 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, 1302 - 1304

- MURPHY, CHRISTOPHER J. (1984) Raptor Ophthalmology. Proceedings AAV Conference 43 - 56
- 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
- NELSON, THOMAS R., DOWNEY, DÓNAL B., PRETORIUS, DOLORES H. & FENSTER, AARON (1999) *Three-Dimensional Ultrasound*. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins
- NELSON, THOMAS R. & PRETORIUS, DOLORES H. (1997) Interactive acquisition, analysis, and visualization of sonographic volume data. *International Journal of Imaging Systems and Technology* 8, 26 - 37
- NÉMETH, J. & SÜVEGES, I. (1998) Three-Dimensional Ophthalmic Ultrasonography. *Ultrasound in Ophthalmology, Proceedings of the 17th SIDUO Congress*
- OFRI, RON (2008) Lens: Cataract. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology*. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders. pp 261 - 269.
- OLIPHANT, LW (1987) Observations on the Pigmentation of the Pigeon Iris. *Pigment Cell Research* 1, 202 - 208
- OSSOINING, KARL C. (1979) Standardized Echography: Basic Principles, Clinical Applications and Results. *Int Ophthalmol Clin* 19, 127 - 210
- PAULI, AMY M., CRUZ-MARTINEZ, LUIS A., PONDER, JULIA B., REDIG, PATRICK T., GLASER, AMY L., KLAUSS, GIA, SCHOSTER, JAMES V. & WÜNSCHMANN, ARNO (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, 1240 - 1248
- POTTER, T. J., HALLOWELL, G. D. & BOWEN, I. M. (2008) Ultrasonographic anatomy of the bovine eye. *Vet Radiol Ultrasound* 49, 172 - 175
- POULSEN NAUTRUP, CORDULA (1998) Dreidimensionale Sonographie. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschall Diagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 381 - 390
- POULSEN NAUTRUP, CORDULA (1998) Physikalische Grundlagen. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschall Diagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 21 - 30
- POULSEN NAUTRUP, CORDULA (1998) Sonographische Phänomene und Artefakte. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschall Diagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 60 - 75
- POULSEN NAUTRUP, CORDULA (1998) Technische Grundlagen. In *Atlas und Lehrbuch der Ultraschall Diagnostik von Hund und Katze*. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 31 - 59

- POULSEN NAUTRUP, CORDULA, HEIDER, HANS-JOSEF & EGGERS, SABINE (1998) Auge. In Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik von Hund und Katze. 2 edn. Eds C. POULSEN NAUTRUP, R. TOBIAS. Hannover, Schlütersche GmbH. pp 92 - 108
- PRAGER, R. W., IJAZ, U. Z., GEE, A. H. & TREECE, G. M. (2010) Three-dimensional ultrasound imaging. *Proc Inst Mech Eng H* 224, 193 - 223
- PURNELL, E. W. (1969) B-mode orbital ultrasonography. *Int Ophthalmol Clin* 9, 643 - 665
- RANKIN, R. N., FENSTER, A., DOWNEY, D. B., MUNK, P. L., LEVIN, M. F. & VELLET, A. D. (1993) Three-dimensional sonographic reconstruction: techniques and diagnostic applications. *AJR Am J Roentgenol* 161, 695 - 702
- RANTANEN, NORMAN W. & EWING, ROBERT L. (1981) Principles of Ultrasound Application in Animals. *Vet Radiol* 22, 196 - 203
- RAUBER, M. & MESTER, U. (1999) Welchen Gewinn liefert uns die dritte Dimension in der Ultraschalldiagnostik okulärer und orbitaler Erkrankungen? In 97. Tagung der DOG. Ed D. O. G. HEIDELBERG. Berlin, Deutschland
- RAVELHOFER, KRISTINA (1985) Pathologisch-anatomische Untersuchungen an Augen verschiedener Vogelspezies. In Ludwig-Maximilians-Universität München. München
- REESE, SVEN (1999) Dreidimensionale Sonographie des Auges. *Ultraschall in Med* 20, Suppl 1, 127
- REESE, SVEN, KORBEL, RÜDIGER & LIEBICH, HANS-GEORG (2008) Sehorgan (Organum visus). In Anatomie der Vögel. 2 edn. Eds H. E. KÖNIG, R. KORBEL, H.-G. LIEBICH. Stuttgart, Schattauer. pp 229 - 251
- REINSTEIN, D. Z., ARCHER, T. J., GOBBE, M., SILVERMAN, R. H. & COLEMAN, D. J. (2008) Epithelial thickness in the normal cornea: three-dimensional display with Artemis very high-frequency digital ultrasound. *J Refract Surg* 24, 571 - 581
- REINSTEIN, D. Z., ARCHER, T. J., GOBBE, M., SILVERMAN, R. H. & COLEMAN, D. J. (2009) Stromal thickness in the normal cornea: three-dimensional display with artemis very high-frequency digital ultrasound. *J Refract Surg* 25, 776 - 786
- ROGERS, MONICA, CARTEE, ROBERT E., MILLER, WILLIAM & IBRAHIM, AHMED K. (1986) Evaluation of the Extirpated Equine Eye using B-Mode Ultrasonography. *Veterinary Radiology* 27, 24 - 29
- 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*
- ROMERO, J. M., FINGER, P. T., IEZZI, R., ROSEN, R. B. & COCKER, R. S. (1998) Three-dimensional ultrasonography of choroidal melanoma: extrascleral extension. *Am J Ophthalmol* 126, 842 - 844

- ROMERO, J. M., ROSEN, R. B., FINGER, P. T. & IEZZI, R. (1998) Three-Dimensional Ultrasound for Measurement of Choroidal Melanomas. *Ultrasound in Ophthalmology, Proceedings of the 17th SIDUO Congress*
- SAKAS, G., WALTER, S., GRIMM, M. & RICHTSCHEID, M. (2000) Freihandakquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D- und 4D-Ultraschall. *Radiologe* 40, 295 - 303
- SAUNDERS, LEON Z. & RUBIN, L. F. (1975) Postmortem Technique. In *Ophthalmic pathology of animals*. pp 244 - 253
- SCANLAN, KATHLEEN A. (1991) Sonographic artifacts and their origins. *AJR Am J Roentgenol* 156, 1267 - 1272
- SCHMIDT, VERA (1988) Krankheiten der Hornhaut. In *Augenkrankheiten der Haustiere. 2., neugestaltete Aufl. edn. Ed V. SCHMIDT. Jena, Fischer*
- SCHUTZ, J. S. & BRONSON, N. R., 2ND (1974) Ophthalmic contact B-scan ultrasonography. A practical clinical tool. *Arch Ophthalmol* 92, 291 - 296
- SCHWALLER, A. (2002) Augenheilkunde beim Vogel – Entwicklungsgeschichte, Standortbestimmung und Zukunftsvision. Ludwig-Maximilians-Universität
- SCOTTY, N. C., CUTLER, T. J., BROOKS, D. E. & FERRELL, E. (2004) Diagnostic ultrasonography of equine lens and posterior segment abnormalities. *Vet Ophthalmol* 7, 127 - 139
- SEIDEL, B. (1988) Augenkrankheiten der Vögel. In *Augenkrankheiten der Haustiere. 2., neugestaltete Aufl. edn. Ed V. SCHMIDT. Jena, Fischer*. pp 237 - 261
- 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, 69 - 74
- SILVERMAN, R. H., LIZZI, F. L., URSEA, B. G., RONDEAU, M. J., ELDEEN, N. B., KALISCZ, A., LLOYD, H. O. & COLEMAN, D. J. (2001) High-resolution ultrasonic imaging and characterization of the ciliary body. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42, 885 - 894
- SILVERMAN, R. H., RONDEAU, M. J., LIZZI, F. L. & COLEMAN, D. J. (1995) Three-dimensional high-frequency ultrasonic parameter imaging of anterior segment pathology. *Ophthalmology* 102, 837 - 843
- SIVAK, J.G., HILDEBRAND, T. & LEBERT, C. (1985) Magnitude and rate of accommodation in diving and nondiving birds. *Vision Res* 25, 925 - 933
- SLATTER, D (2008) Surgical Procedures: Enucleation. In *Slatter's Fundamentals of veterinary ophthalmology. 4th ed. edn. Eds D. J. MAGGS, P. E. MILLER, R. OFRI. St. Louis, Saunders*. pp 496 - 530
- SLONAKER, JAMES ROLLIN (1918) A physiological study of the anatomy of the eye and its accessory parts of the english sparrow (*passer domesticus*). *Journal of Morphology* 31, 351 - 459

- SNOW, S. R. (2009) Assessing and achieving accuracy in digital dental photography. J Calif Dent Assoc 37, 185 - 191
- SOHN, CH. (1994) Die Vorteile der räumlichen, dreidimensionalen Ultraschalldarstellung in der klinischen Anwendung. Bildgebung 61, 87 - 94
- SOHN, CH., 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 45, 1743 - 1747
- SQUARZONI, R., PERLMANN, E., ANTUNES, A., MILANELO, L. & DE MORAES BARROS, P. S. (2010) Ultrasonographic aspects and biometry of Striped owl's eyes (*Rhinoptynx clamator*). Vet Ophthalmol 13 Suppl, 86 - 90
- STACHS, O., SCHNEIDER, H., STAVE, J., BECK, R. & GUTHOFF, R. F. (2005) 3D-ultraschallbiomikroskopische Untersuchungen zur Differenzierung der Haptiken von potenziell akkommodationsfähigen Intraokularlinsen. Der Ophthalmologe 102, 265 - 271
- STROBEL, BIRTE KATJA (2010) Okulare Sonographie des gesunden und erkrankten Auges bei Wildgreifvögeln. München, Ludwig-Maximilians-Universität München
- SUSAL, A. L. (1987) Clinical artifacts in real-time examinations. In Ophthalmic echography. Proceedings of the 10. SIDUO Congress, St. Petersburg Beach, Florida, USA, Nov. 7 - 10, 1984. Ed K. C. OSSOINIG. Dordrecht, K. C., Nijhoff, Junk. pp 215 - 227
- THIJSEN, J. M. (1993) The history of ultrasound techniques in ophthalmology. Ultrasound Med Biol 19, 599 - 618
- TIEDEMANN, D. (1810) Von den Sehorganen der Vögel. In Anatomie und Naturgeschichte der Vögel - Band 1. Heidelberg, Mohr und Zimmer. pp 48 - 88
- VOSOUGH, DARIUSH, MASOUDIFARD, MAJID, VESHKINI, ABBAS, VAJHI, ALI REZA & SOROURI, SARANG (2007) Three Dimensional Ultrasonography of the Eye and Measurement of Optical Nerve Sheet Diameter in Dog. Iranian Journal of Veterinary Surgery (IJVS) 2, 73 - 78
- WERTHER, KARIN, HUFEN, HEIKE, STROBEL, BIRTE KATJA, STEIN, KATRIN & KORBEL, RÜDIGER (2011) Effects of formalin fixation on avian eye. In 11th European AAV Conference, 1st ECZM Meeting. Ed EAAV. Madrid, Spain
- WILLIAMS, DAVID (1994) Ophthalmology. In Avian Medicine: Principles and Application Eds B. W. RITCHIE, G. J. HARRISON, L. R. HARRISON. Lake Worth, Wingers Publishing. pp 677 - 694
- WILLIAMS, J., WILKIE, D. A. & GRÄNITZ, U. (1995) Ultraschalluntersuchungen in der Veterinärophthalmologie. Tierärztl. Prax. 23, 111 - 115
- WITTE, V., BERGER, E., GUTHOFF, R. & STACHS, O. (2010) Dreidimensionale Darstellung von Sklerotomien mittels Ultraschallbiomikroskopie. Ophthalmologe, 1 - 6
- WOOD, C. A. (1917) The Fundus Oculi of Birds Especially as viewed by the Ophthalmoscope. A Study in Comparative Anatomy and Physiolog. Chicago, Lakeside Press

YAMAMOTO, Y., KUBOTA, M., SUGATA, Y., MATSUI, S. & ITO, M. (1986) Three dimensional ultrasonography of ocular region. In Proceedings of the 11. SIDUO Congress of Ophthalmic echography. Ed K. C. OSSOINIG. Capri, Italy, Nijhoff, Junk. pp 11 - 18

YAMAMOTO, Y., SUGATA, Y., TOMITA, M. & ITOH, M. (1984) Three-dimensional display of the ocular region. Improvement of scanning method. In Proceedings of the 10. SIDUO Congress of Ophthalmic echography. Ed K. C. OSSOINIG. Florida, USA, Nijhoff, Junk. pp 207 - 214

11. ANHANG

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schallstrahlgeometrie.....	15
Abbildung 2: Dreidimensionale Akquisitionsmethoden.....	24
Abbildung 3: Sonographische Untersuchungsebenen am Auge.....	29
Abbildung 4: Augapfelformen beim Vogel.....	32
Abbildung 5: Verschiedene Schnittführungen zur Bulbuskallotierung.....	55
Abbildung 6: Ultraschallgerät voluson i.....	64
Abbildung 7: Ultraschallsonde R SP6-16RS	65
Abbildung 8: Schematische Darstellung der Ultraschalluntersuchung.....	73
Abbildung 9: Volumenscan im Visualisierungsmodus „Schnittebenen“.....	75
Abbildung 10: Schnittebenen A,B und C.....	76
Abbildung 11: Volumenscan im Visualisierungsmodus „3D Rendering“.....	77
Abbildung 12: Volumenscan eines physiologischen Taubenauges (<i>Columba livia</i>).....	83
Abbildung 13: Physiologisches Mäusebussardauge (<i>Buteo buteo</i>).....	84
Abbildung 14: Physiologisches Mäusebussardauge (<i>Buteo buteo</i>).....	86
Abbildung 15: Physiologisches Habichtauge (<i>Accipiter gentilis</i>).....	86
Abbildung 16: Physiologisches Waldkauzauge (<i>Strix aluco</i>).....	88
Abbildung 17: Physiologisches Kongo-Graupapageiauge (<i>Psittacus erithacus erithacus</i>).....	88
Abbildung 18: Physiologisches Uhuauge (<i>Bubo bubo</i>).....	89
Abbildung 19: Physiologisches Gänseauge (<i>Anser anser domesticus</i>).....	89
Abbildung 20: Keratoglobus bei einem Haushuhn (<i>Gallus gallus domesticus</i>).....	91
Abbildung 21: Keratoglobus bei einer Haustaube (<i>Columba livia</i>).....	91
Abbildung 22: Keratitis bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>).....	92
Abbildung 23: Keratitis bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>).....	93
Abbildung 24: Hyphaema bei einer Rauchschwalbe (<i>Hirundo rustica</i>).....	95
Abbildung 25: Hyphaema bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>).....	95
Abbildung 26: Fibrineinlagerung bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>).....	97
Abbildung 27: Fibrineinlagerung bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>).....	97

Abbildung 28: phakoanaphylaktische Uveitis bei einem Nymphensittich (<i>Nymphicus hollandicus</i>)	98
Abbildung 29: farblich veränderte Iris bei einer Taube (<i>Columba livia</i>)	99
Abbildung 30: Iriszysten bei einer Hausgans (<i>Anser anser domesticus</i>)	100
Abbildung 31: Iriszysten bei einer Hausgans (<i>Anser anser domesticus</i>)	101
Abbildung 32: Iriszysten bei einer Hausgans (<i>Anser anser domesticus</i>)	101
Abbildung 33: Synechia posterior bei einem Sperber (<i>Accipiter nisus</i>)	102
Abbildung 34: Synechia posterior bei einem Sperber (<i>Accipiter nisus</i>)	103
Abbildung 35: veränderte Pupille bei einem Raufußbussard (<i>Buteo lagopus</i>)	104
Abbildung 36: Iris bombata bei einem Haushuhn (<i>Gallus gallus domesticus</i>)	105
Abbildung 37: Iridodialysis, Iriskolobom und Linsenluxation bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>)	106
Abbildung 38: Iridodialysis und Iriskolobom bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>)	106
Abbildung 39: Iriskolobom bei einer Blaustirnamazone (<i>Amazona aestiva</i>)	107
Abbildung 40: Iridodialysis bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>)	108
Abbildung 41: Iridodialysis bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>)	108
Abbildung 42: Katarakt bei einer Rabenkrähe (<i>Corvus corone corone</i>)	110
Abbildung 43: Katarakt bei einer Rabenkrähe (<i>Corvus corone corone</i>)	111
Abbildung 44: Katarakt bei einer Rabenkrähe (<i>Corvus corone corone</i>)	111
Abbildung 45: Katarakt bei einem Waldkauz (<i>Strix aluco</i>)	112
Abbildung 46: Subluxation der Linse bei einem Mäusebussard (<i>Buteo buteo</i>)	113
Abbildung 47: anteriore Linsenruptur und Cataracta hypermatura bei einem Nymphensittich (<i>Nymphicus hollandicus</i>)	114
Abbildung 48: Endophthalmitis und Iris bombata bei einem Haushuhn (<i>Gallus gallus domesticus</i>)	115
Abbildung 49: Keratoglobus und Buphthalmus bei einer Haustaube (<i>Columba livia</i>)	116
Abbildung 50: Phthisis bulbi bei einem Haushuhn (<i>Gallus gallus domesticus</i>)	117
Abbildung 51: Glaukom und Cataracta hypermatura bei einer Blaustirnamazone (<i>Amazona aestiva</i>)	118
Abbildung 52: Glaukom und Cataracta hypermatura bei einer Blaustirnamazone (<i>Amazona aestiva</i>)	119

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Probanden und Artenverteilung.....	58
Tabelle 2: verwendete Dioptrienzahl für die indirekte Ophthalmoskopie.....	63
Tabelle 3: Anzahl der Versuche der Datenakquisition, Dauer der Untersuchung pro Schallebene und Auswertungszeit eines Datenvolumens pro Schallebene.....	81

Danksagung

Bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Korbelt möchte ich mich sehr herzlich für die Überlassung des interessanten Themas, die Einführung in die ornitho-ophthalmologischen Untersuchungstechniken und die jederzeit freundliche Unterstützung bedanken.

Frau Dr. Heike Hufen danke ich herzlich für die ausgezeichnete fachliche und moralische Unterstützung sowie die zahlreichen Anregungen, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Allen Mitarbeitern, Doktoranden und Praktikanten der Vogelklinik danke ich ganz besonders für ihre Hilfe bei der Durchführung der Ultraschallaufnahmen und der Anfertigung der Photographien, darunter besonders Herrn Andreas Reimann und Frau May Velasco.

Frau Prof. Dr. Poulsen-Nautrup danke ich für die freundliche und lehrreiche Einführung in die 3D-Ultraschalltechniken.

Frau Dr. Birte Strobel danke ich herzlich für die Hilfestellung bei der sonographischen Untersuchung und ihrer jederzeit freundlichen Auskunft bei Fragen zur okularen Sonographie.

Frau Prof. Dr. Karin Werther von der Universität São Paulo danke ich für die freundliche Auskunft über Fixationstechniken und Schnittführungen von post mortem untersuchten Augen.

Allen Auffangstationen und engagierten Mitarbeitern danke ich herzlich für die Bereitstellung von Augenpatienten und die unschätzbare Hilfestellung vor Ort, darunter ganz besonders Herrn Dr. Hussong aus Schwarzenbruck, Herrn Ferdinand Baer von der Auffangstation Regenstau und Herrn Holzer und seiner Greifvogel- und Eulenauffangstation.

Ich danke dem Tierpark Hellabrunn und im besonderen Frau Dr. Gohl und Frau Dr. Kowaleski für die freundliche Unterstützung und die Möglichkeit Zoovögel zu untersuchen.

Der Straußenfarm Engelhard in Leipheim und besonders der Familie Engelhard gilt mein Dank für die Bereitstellung von Straußenpatienten und die jederzeit gewährte freundliche Hilfestellung.

Frau Thamke von GE Healthcare danke ich für die intensive und freundliche Unterstützung bei Fragen zum Ultraschallgerät oder der Besorgung von Bedienungsanleitungen.

Der Dr. Elmar-Schlögl-Stiftung danke ich für die großzügige Unterstützung meiner Dissertation.

Ich danke meiner Familie, meinem Freund und meinen Freunden für die immerwährende, liebevolle und grandiose Unterstützung, Aufmunterung und für den Beistand während der Anfertigung dieser Arbeit.

Und schließlich möchte ich Andrea Liepert für diese zwei wunderbaren Jahre danken, denn ohne sie wäre das Projekt „Ultraschall am Vogelauge“ gar nicht erst möglich gewesen!