

Aus der Chirurgischen Tierklinik
der Tierärztlichen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München
Lehrstuhl für Innere Medizin und Chirurgie des Pferdes sowie
Gerichtliche Tiermedizin
Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards

Sonographie mittels hochauflösendem Ultraschall am Auge des Pferdes

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

von
Marc A. Cronau
aus Wattenscheid

München 2004

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

Dekan:	Univ.-Prof. Dr. A. Stolle
Referent:	Univ.-Prof. Dr. H. Gerhards
Korreferentin:	Univ.-Prof. Dr. C. Poulsen Nautrup

Tag der Promotion: 23. Juli 2004

Meinen Eltern
und
Elina

Inhaltsverzeichnis

A. EINLEITUNG	1
B. LITERATURÜBERSICHT	2
B.1. Grundlagen der Sonographie	2
B.1.1. Einleitung.....	2
B.1.2. Geschichte der Ultraschalldiagnostik.....	3
B.1.3. Physikalische und technische Grundlagen	6
B.1.3.1 Ultraschall.....	6
B.1.3.2 Verhalten von Ultraschallwellen im Gewebe.....	8
B.1.3.3 Reflexion, Transmission und Brechung.....	8
B.1.3.4 Streuung, Absorption und Beugung.....	8
B.1.3.5 Biologische Effekte	9
B.1.3.6 Erzeugung und Empfang von Ultraschall	11
B.1.4. Sonographische Artefakte	17
B.1.4.1 Rauschen	17
B.1.4.2 Wiederholungsechos	18
B.1.4.3 Schallverstärkung	18
B.1.4.4 Schallschatten	18
B.1.4.5 Verzeichnung.....	19
B.2. Ophthalmologische Sonographie.....	19
B.2.1. Indikationen für die Sonographie	19
B.2.2. Konventionelle Ophthalmosonographie	20
B.2.3. Hochauflösende Ophthalmosonographie.....	20
B.2.3.1 Hochauflösende Sonographie in der Veterinärophthalmologie.....	23
B.3. Anatomische Grundlagen	25
B.3.1. Organogenese des Auges	25
B.3.2. Anatomie des Auges.....	25
B.4. Der Sonographische Normalbefund.....	28
B.5. Darstellung von pathologischen Veränderungen am Auge	31
B.5.1. Kornea	31
B.5.2. Vordere Augenkammer.....	31
B.5.3. Iris und Ziliarkörper	32
B.5.4. Linse	33

B.5.5.	Glaskörper	34
B.5.6.	Augenhintergrund	38
B.5.7.	Größenveränderungen des Bulbus	40
C.	MATERIAL UND METHODE	42
C.1.	Patientengut	42
C.2.	Untersuchungsmethode	42
C.2.1.	Allgemeinuntersuchung	42
C.2.2.	Ophthalmologische Untersuchung	43
C.2.3.	Hilfsmittel und personeller Aufwand	45
C.2.4.	Ultraschallsystem und Schallkopf	46
C.2.5.	Bilddokumentation	49
C.2.6.	Sonographische Untersuchung	49
C.2.7.	Anfertigung eines makroskopischen Schnittes	50
D.	ERGEBNISSE	51
D.1.	Sonographische Untersuchung	51
D.2.	Sonographische Darstellung	52
D.2.1.	Echographischer Normalbefund	52
D.2.2.	Pathologische Veränderungen	55
D.2.2.1	Kornea	55
D.2.2.2	Vordere Augenkammer, Iris	57
D.2.2.3	Linse	66
D.2.2.4	Glaskörper	78
D.2.2.5	Augenhintergrund	82
D.2.2.6	Größenveränderungen des Bulbus	84
D.2.2.7	Messungen des Kammerwinkels	87
E.	DISKUSSION	91
E.1.	Untersuchungsmethoden	91
E.1.1.	Untersuchungsmaßnahmen	91
E.1.2.	Schallkopf und Gerät	93
E.2.	Sonographische Darstellung	94
E.2.1.	Normale Anatomie des gesunden Bulbus	94

E.2.2.	Pathologische Veränderungen des Auges.....	96
E.2.2.1	Kornea	96
E.2.2.2	Vordere Augenkammer	97
E.2.2.3	Iris.....	97
E.2.2.4	Ziliarkörper.....	99
E.2.2.5	Linse.....	99
E.2.2.6	Glaskörper.....	100
E.2.2.7	Augenhintergrund	101
E.2.2.8	Größenveränderungen des Bulbus.....	101
E.2.2.9	Messungen des Kammerwinkels	102
E.3.	Schlussfolgerungen	103
F.	ZUSAMMENFASSUNG	106
G.	SUMMARY	108
H.	LITERATURVERZEICHNIS.....	110
I.	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	124

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematisierte Darstellung der Ausbreitung einer longitudinalen Schallwelle.....	6
Abbildung 2: Schematisierte Darstellung der Schallfeldgeometrie	12
Abbildung 3: Schematische Darstellung eines Sektor- (a) und eines Linearsonogramms (b)	15
Abbildung 4: Schematische Darstellung von A- Bild und B- Bild	17
Abbildung 5: Vergleich zwischen konventioneller Ophthalmosonographie (7,5 MHz) des Pferdeauges (a) und Ultraschallbiomikroskopie (50 MHz) der Iris beim Menschen (b)	22
Abbildung 6: Schnitt durch den Augapfel.....	26
Abbildung 7: Ultraschallsystem SONOLINE® Omnia der Firma Siemens.....	47
Abbildung 8: Der verwendete Linear Array Schallkopf VF 13 - 5.....	48
Abbildung 9: Übersicht vordere Augenkammer eines normalanatomischen Auges ..	52
Abbildung 10: Übersicht gesamter Bulbus eines normalanatomischen Auges	53
Abbildung 11: Übersicht des Kammerwinkels und der hinteren Augenkammer eines normalanatomischen Auges	54
Abbildung 12: Glaukom ⇒ Hornhautödem	55
Abbildung 13: Hornhautödem	55
Abbildung 14: Glaukom ⇒ Hornhautödem	56
Abbildung 15: Hyphäma	57
Abbildung 16: Hypopyon	58
Abbildung 17: Hyphäma	59
Abbildung 18: Hornhautulkus, vordere Synechie.....	60
Abbildung 19: vordere Synechie.....	60
Abbildung 20: Synechiolyse.....	61
Abbildung 21: Synechiolyse.....	61
Abbildung 22: hintere Synechie	62
Abbildung 23: Seclusio pupillae.....	63
Abbildung 24: Napfkucheniris	64
Abbildung 25: Ziliarkörperzysten	65
Abbildung 26: Luxatio lentis anterior.....	66

Abbildung 27: Luxatio lentis anterior.....	66
Abbildung 28: Hornhauttrübung, Luxatio lentis anterior.....	67
Abbildung 29: Hornhauttrübung, Luxatio lentis anterior.....	68
Abbildung 30: Phthisis bulbi, Hornhauttrübung, Luxatio lentis posterior.....	69
Abbildung 31: Luxatio lentis posterior.....	69
Abbildung 32: Luxatio lentis anterior.....	70
Abbildung 33: Luxatio lentis anterior.....	71
Abbildung 34: post Phakoemulsifikation.....	72
Abbildung 35: Subluxatio lentis, Ablatio retinae.....	73
Abbildung 36: Katarakt.....	74
Abbildung 37: Katarakt.....	74
Abbildung 38: Katarakt.....	75
Abbildung 39: Katarakt.....	76
Abbildung 40: absolutes Glaukom.....	77
Abbildung 41: absolutes Glaukom.....	77
Abbildung 42: Glaskörpereinlagerungen.....	78
Abbildung 43: Netzhautfalte.....	79
Abbildung 44: Hämophthalmus.....	80
Abbildung 45: Synchrony scintillans.....	81
Abbildung 46: Ablatio retinae.....	82
Abbildung 47: totale Ablatio retinae.....	83
Abbildung 48: absolutes Glaukom.....	84
Abbildung 49: Phthisis bulbi.....	85
Abbildung 50: Phthisis bulbi.....	85
Abbildung 51: Kryoschnitt.....	86
Abbildung 52: Kammerwinkelmessung bei einem normalanatomischen Auge.....	87
Abbildung 53: Kammerwinkelmessung bei einem normalanatomischen Auge.....	88
Abbildung 54: Kammerwinkelmessung bei einem Glaukom.....	89
Abbildung 55: Kammerwinkelmessung bei einem Glaukom.....	90

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Schallwellengeschwindigkeit.....	7
Tabelle 2: Frequenz und Eindringtiefe in Weichgewebe.....	9

A. Einleitung

Die Sonographie hat sich in den letzten dreißig Jahren in der Pferdemedizin fest etabliert. Die diagnostische Ultraschalluntersuchung gehört mittlerweile zu einem festen Bestandteil im Rahmen der Untersuchung der weiblichen Geschlechtsorgane, des Thorax, des Abdomens, auf dem Gebiet der Orthopädie und der Neonatologie. Aber auch die Augenultraschalluntersuchung hat in der Diagnostik am Pferdeauge Einzug gehalten. Die Darstellung der Augeninnenstrukturen beschränkte sich bei Verwendung der konventionellen Sonographie bisher jedoch vor allem auf die Linse, den Glaskörper, die Bulbusrückwand und die Augenhöhle.

Durch die Verwendung eines sogenannten Ultraschallbiomikroskopes in der Humanmedizin ist es in den letzten Jahren möglich geworden auch den vorderen Augenabschnitt zu untersuchen. Dies führte zu erheblichen Fortschritten in der Diagnostik und Therapie der Erkrankungen des vorderen Augenabschnittes beim Menschen. Der Nachteil des Ultraschallbiomikroskopes liegt allerdings darin, dass es technisch bedingt eine nur sehr geringe Eindringtiefe aufweist und daher in der Pferdemedizin wahrscheinlich keinen praktischen Nutzen bringen würde. Des Weiteren ist das Gerät nicht flexibel einsetzbar, die Nutzung bleibt auf die Darstellung des vorderen Augenabschnittes beschränkt.

Seit kurzer Zeit stehen allerdings hochauflösende Schallköpfe jenseits der 10 MHz-Grenze zur Verfügung. Sie zeichnen sich durch eine gute Darstellung des Nahfeldes aus und sind daher auch für die Sonographie der vorderen Augenkammer des Auges geeignet. Weiter sind die Geräte flexibel einsetzbar und daher bleibt die Nutzung nicht nur auf das Auge beschränkt.

In der Literatur gibt es keine Angaben über die Anwendung der hochauflösenden Sonographie am Pferdeauge.

Ziel dieser Arbeit war es, den klinischen Nutzen der hochauflösenden Sonographie am Pferdeauge zu untersuchen. Das besondere Augenmerk wurde auf die Darstellung der vorderen Augenkammer gelegt, wobei sowohl die normale Anatomie als auch einige ausgewählte pathologische Veränderungen präsentiert werden konnten.

B. Literaturübersicht

B.1. Grundlagen der Sonographie

B.1.1. Einleitung

Die Nutzung des Pferdes hat sich im letzten Jahrhundert erheblich geändert. Diente es vor 100 Jahren doch mehr als Arbeitstier und in der Kavallerie, so wird es heute eher als Sport- und Freizeitpferd genutzt. Aufgrund der geänderten Nutzungsrichtung kommt der Gesundheit des Pferdes noch größere Bedeutung zu. Die Gesundheit der Augen spielt hier ebenfalls eine große Rolle. So führen Leiden einer oder beider Augen zu erheblichen Nutzungseinschränkungen. Blindheit oder Sehschwächen können zur Gefährdung der Gesundheit von Pferd, Reiter und jeglichen unbeteiligten Personen führen.

Wird doch immer wieder über Pferde berichtet, die trotz visueller Einschränkungen große sportliche Erfolge erzielt haben, so geben die verschiedenen Verbände in Ihren Richtlinien vor, unter welchem Aspekt die Pferde noch sportlich genutzt werden dürfen.

Die Satzung und Ordnung des Hauptverbandes für Traberzucht und –Rennen e. v. (HVT 2003) schreibt zum Beispiel vor, dass Pferde, die in Ihrer Sehkraft eingeschränkt sind, nur dann teilnahmeberechtigt, wenn durch ein tierärztliches Zeugnis bestätigt wird, dass das Pferd die Sicherheit der übrigen Teilnehmer nicht gefährdet. Des Weiteren sind blinde Pferde nicht teilnahmeberechtigt (Fassung vom 01.02.2003).

Nach der Leistungsprüfungsordnung (LPO 2000) für Pferde/ Ponys (Turnierpferde) kann theoretisch auch ein blindes Pferd gestartet werden, allerdings ist unter § 66 3.3 geregelt, dass Pferde/ Ponys, die aufgrund Ihrer Verfassung den Anforderungen offensichtlich nicht gewachsen sind,...der Tierarzt die Möglichkeit hat, das Pferd aus einer Prüfung zu nehmen und der Richter oder LK- Beauftragte das Pferd für weitere Prüfungen zu disqualifizieren hat, wenn es den Anforderungen nicht gewachsen ist (Fassung vom 01.09.2003).

Die Rennordnung des Direktoriums für Vollblutzucht und –Rennen (Rennordnung des Direktoriums für Vollblutzucht und -Rennen 2003) schreibt unter der Ziffer 425 im Kapitel IX vor, dass das Direktorium ein Pferd, welches wegen gestörtem

Sehvermögen eine Gefahr für Pferde oder Reiter darstellt, nach Anhörung des Besitzers oder Trainers von allen oder von bestimmten Rennen ausgeschlossen werden soll (Fassung vom 01.07.2003).

Die Diagnostik in der Augenheilkunde ist wie sonst nirgendwo in der Veterinärmedizin abhängig vom Einsatz optischer Instrumente. Unter Einbeziehung des dioptrischen Apparates (Hornhaut und Linse) des Untersuchers entsteht in der klassischen Ophthalmologie ein Bild des untersuchten Objektes auf dessen Netzhaut. Technische bildgebende Verfahren werden immer dann herangezogen, wenn nicht direkt durch eine Projektion optischer Instrumente eine Darstellung erreicht werden kann. Sie errechnen aus einer Vielzahl von Messwerten ein Bild. Im Falle der Sonographie wird das Objekt durch Ultraschallwellen „abgetastet“ und aus den aufgefangenen Schallwellen ein Bild generiert. Die sonographische Untersuchung des Auges umfasst bei Mensch und Tier die genaue Untersuchung des Augapfels (Bulbus) und der Augenhöhle (Orbita) (Guthoff et al. 1999).

B.1.2. Geschichte der Ultraschalldiagnostik

Die medizinische Nutzung des Ultraschalls in der Medizin erfolgte im Vergleich zum Röntgenverfahren zeitlich verzögert, obwohl viele Gesetzmäßigkeiten, wie die Reflexion (Echo) oder Absorption (Abschwächung von Tönen), seit Jahrhunderten bekannt sind.

Der deutsche Physiker Chladni (1756- 1827) fand Ende des 18. Jahrhunderts heraus, dass Töne von Saiteninstrumenten Longitudinalschwingungen sind. 1842 beschrieb der österreichische Physiker Doppler (1803- 1853) das nach ihm benannte Phänomen. Mitte des 19. Jahrhunderts entwickelte Galton (1822- 1911) eine Pfeife, die erstmals Töne bis 100 KHz erzeugte, also Ultraschall (Poulsen Nautrup 2001a). Erst Anfang des 20. Jahrhunderts wurde das Interesse am Ultraschall immer größer. Man hatte jetzt die technischen Voraussetzungen um leistungsfähige Sender, Empfänger und Verstärker herzustellen. Das erste große Interesse galt allerdings nicht der Medizin, sondern der Nautik. Ziel war es hier unsichtbare Objekte im Wasser darzustellen. Diese Entwicklung wurde im zweiten Weltkrieg nochmals beschleunigt. Durch Zufall zeigte der Physiker Langevin (1872- 1946) im ersten Weltkrieg die biologische Wirkung von Ultraschall. Er erzeugte mit einem Quarzkristall Ultraschallwellen und übertrug sie im Wasser. Die erzeugte Schallintensität war so hoch, dass die von den Schallwellen getroffenen Fische zerbarsten.

Die medizinische Ultraschalldiagnostik begann kurz vor dem zweiten Weltkrieg. Der Neurologe Dussik veröffentlichte 1942 eine Arbeit, in der er einen Seitenventrikel mittels A- Mode- Sonographie in einem Großhirn- Präparat darstellte.

Zu den Wegbereitern in der Humanmedizin zählen Wild, der sonographisch gesundes und tumorös entartetes Gewebe differenzierte (Wild 1950), sowie Howry und Holmes, die zweidimensionale Schnittbilder von Weichgeweben im Bereich von Hals und Abdomen anfertigten (Howry 1952; Holmes et al. 1954).

Das Auge wurde erstmals mit Hilfe des A- Mode untersucht (Mundt et al. 1956). Erste zweidimensionale Untersuchungen stammen 1958 von Baum (Baum et al. 1958).

Neben diesen Pionieren in der Humanmedizin gelten Howry und Holmes ebenfalls als Wegbegleiter in der Tiermedizin. Anfang der 60er Jahre zeigten sie aussagekräftige Bilder von abdominalen Organen bei Hund und Katze (Holmes et al. 1963). Das Problem war allerdings, dass es noch keine Schallköpfe gab wie wir sie heute kennen, sondern die Patienten in einem Wasserbad versenkt werden mussten. Das gestaltete sich vor allem bei Tieren sehr schwierig.

Die erste Veröffentlichung in der tiermedizinischen Diagnostik erfolgte 1966 von Lindahl, der mit Hilfe des A- Mode die Trächtigkeit bei Schafen nachwies (Lindahl 1966).

In der tiermedizinischen Ophthalmologie wurden 1968 erste Untersuchungen durchgeführt. Rubin und Koch beschrieben verschiedene Fälle für die Indikation von Ultraschall am Auge (Rubin et al. 1968; Koch et al. 1969). Es wurden sowohl Hunde, Katzen, als auch Pferde untersucht. Sie beschrieben, dass die sonographische Untersuchung vor allem dann sinnvoll ist, wenn getrübte Medien die direkte Ophthalmoskopie nicht zulassen. Verwendet wurde ein tragbares A- Mode Ultraschallgerät mit einem 7,5 MHz Ultraschallkopf, wobei sie den Schallkopf direkt auf die Kornea setzten. Mit Hilfe des A- Mode wurden von Schiffer et al. (1982) und Neumann (1988) verschiedene Messungen am Auge durchgeführt. Sie haben z. B. die Größe des Bulbus, die vordere Augenkammer, die Dicke der Linse und den Glaskörper vermessen (Neumann 1988).

Die Anwendung des B- Mode in der Tiermedizin erfolgte erst Mitte der 80iger Jahre. Miller und Cartee (1985) stellten sonographisch eine Netzhautablösung, einen retro-

bulbären Abszess und einen raumfordernden Prozess im Bereich des Ziliarkörpers beim Kleintier dar. Es folgten eine Reihe von Veröffentlichungen in der Kleintiermedizin, in denen mit dem B- Mode verschiedene pathologische Veränderungen beschrieben wurden (Dziezyc et al. 1987; Dziezyc et al. 1988; Morgan 1989; Abrams 1990). Cottrill et al. (1989) verglichen experimentell die Eignung von A- und B- Mode für die Biometrie an Hundeaugen post mortem und schlugen den B- Mode als das geeignete Verfahren vor.

Die ersten Arbeiten am Pferdeauge wurden ebenfalls Mitte der 80iger Jahre veröffentlicht. Rogers et al. (1986) verglichen Messungen an extirpierten Pferdeaugen mittels Ultraschall mit denen der Augen im tiefgefrorenen, geschnittenen Zustand. Die Untersuchungen mit Hilfe der Sonographie lieferten die gleichen Ergebnisse. 1989 wurde dann der erste Fallbericht beim Pferd veröffentlicht. Freestone et al. (1989) diagnostizierten einen retrobulbären Tumor. Miller (1991) stellte auf einem Vortrag die ersten anatomischen Normalbefunde und pathologischen Veränderungen am Pferdeauge mittels B- Mode vor. Es folgten noch detailliertere Angaben von Hillyer (1993). Jurrat (1994) führte genaue Messungen verschiedener intraokulärer Strukturen mittels B- Mode durch, verglich verschiedene Ultraschallgeräte und stellte ausgesuchte pathologische Veränderungen vor. Mettenleiter (1995) schildert sehr genau sowohl das sonographische Bild des gesunden Bulbus, als auch krankhafte Veränderungen. Gevelhoff (1996) vergleicht sowohl das A- Mode als auch B- Mode Verfahren, unterstreicht die Messungen am Bulbus und stellt ebenfalls eine große Anzahl an pathologischen Veränderungen am Auge vor. Es folgen einige weitere Veröffentlichungen (Read et al. 1995; Basher et al. 1997; Wilkie et al. 1997; Jurrat 1997; Hardman et al. 2001; Whitcomb 2002).

Über die dreidimensionale Sonographie am Auge des Pferdes gibt es nur zwei Veröffentlichungen. Reese (1999) fertigte sowohl 2D- Schnittbilder als auch Volumenbilder im Oberflächenmodus an. List (2002) zeigte im Oberflächenmodus und in Schnittbildern verschiedene Strukturen des inneren Auges. Des Weiteren wurden verschiedene pathologische Zustände des Auges und des Retrobulbärraumes dreidimensional dargestellt.

B.1.3. Physikalische und technische Grundlagen

B.1.3.1 Ultraschall

Hochfrequente mechanische Schwingungen, deren Frequenz bei 20 Tausend bis 100 Millionen (20 KHz bis 100 MHz) Schwingungen pro Sekunde liegen, werden als Ultraschallwellen bezeichnet (Rantanen et al. 1981). Die beim diagnostischen Ultraschall gebräuchlichen Frequenzen liegen zwischen 1 bis 20 MHz (Miles 1989). Diese liegen weit außerhalb der Frequenzen, die das menschliche Gehör und das der Haustiere wahrnehmen können (Flückiger 1990). Die Ausbreitung der Schallwellen ist an Materie gebunden. Diese Teilchen werden von den Schallwellen längs ihrer Ausbreitungsrichtung in Schwingungen versetzt. Dabei übertragen die angeregten Moleküle ihre Energie auf benachbarte Teilchen und breiten sich mit gewebespezifischer Geschwindigkeit weiter aus (Herring et al. 1989). Die Schallwelle produziert dadurch periodische Teilchenverdichtungen und –verdünnungen im Ausbreitungsmedium. Eine Schallwelle kann mit einer longitudinalen Welle verglichen werden, bestehend aus Wellenlänge (λ), Frequenz (f) und Geschwindigkeit (c) (Herring et al. 1989). Eine Wellenlänge besteht jeweils aus einer Verdichtung (Wellenberg) und einer Verdünnung (Wellental), wobei diese antiproportional zur Frequenz (f , in Hertz, 1 Hertz = 1 Schwingung/s) steht (siehe Abb. 1).

Abbildung 1: Schematisierte Darstellung der Ausbreitung einer longitudinalen Schallwelle (Poulsen Nautrup 2001b)



Die Schallwellengeschwindigkeit (c) hängt also von der Wellenlänge (λ) und der Frequenz (f) der Schallwellen ab, daher gilt:

$$c = \lambda \cdot f$$

Großen Einfluss auf die Schallwellengeschwindigkeit hat allerdings auch die Beschaffenheit des Mediums in der sich der Schall fortpflanzt (Poulsen Nautrup 2001b). In Weichteilen beträgt die Ausbreitungsgeschwindigkeit ca. 1540 m/s (siehe Tabelle 1).

Tabelle 1: Schallwellengeschwindigkeit

Schallwellengeschwindigkeit, und -abschwächung in verschiedenen Körpergeweben bei 37 °C (Thijssen 1993; Poulsen Nautrup 2001b)

Körpergewebe bzw. Medium	Schallwellengeschwindigkeit (m/s)	Abschwächung der Schallintensität durch Absorption, Strahlungsdivergenz und Streuung bei 1 MHz (db/cm)
Knochen	2200	5,0
Haut	1950	1,0
Muskel	1570	0,7
Leber	1560	0,6
Blut	1560	0,1
Niere	1555	0,5
Gehirn	1520	0,5
Wasser	1520	0,002
Fett	1450	0,4
Luft	345	1,7

B.1.3.2 Verhalten von Ultraschallwellen im Gewebe

Aufgrund der Wechselwirkung des Ultraschalls mit dem durchdrungenen Gewebe, der sogenannten akustischen Impedanz, kommt es zu einer Abschwächung des Signals (Hilz 1969).

B.1.3.3 Reflexion, Transmission und Brechung

In Bereichen, in denen zwei Stoffe mit unterschiedlichem Schallwellenwiderstand (Impedanz) aufeinanderstoßen, wird ein Teil der Schallwellen reflektiert, wobei der andere Teil die Grenzfläche durchdringt (transmittiert) (Miles 1989). Das Verhältnis von reflektierter zu transmittierter Schallenergie ist abhängig von der Größe des akustischen Impedanzunterschiedes zwischen den benachbarten Medien. Große Unterschiede in der Impedanz (z.B. Übergang Orbita- knöchernen Augenhöhle) führen zu einer fast vollständigen Reflexion des Schalls. Im Gegensatz dazu kommt es an Grenzflächen mit einem sehr geringen Unterschied an Schallwellenwiderstand zum fast vollständigen transmittieren der Energie (z.B. Übergang Linse- Glaskörper). Werden die akustischen Grenzflächen nicht senkrecht getroffen, so laufen die reflektierten Schallwellen nicht um 180° zurück, sondern pflanzen sich im Medium nach einer Richtungsänderung im Sinne einer Brechung fort. Nur senkrecht getroffene akustische Grenzflächen können hinsichtlich ihrer Echogenität und Dicke beurteilt werden (Poulsen Nautrup 2001b).

B.1.3.4 Streuung, Absorption und Beugung

Auf dem Weg durch das Gewebe wird der Ultraschallstrahl sowohl gestreut, gebeugt als auch absorbiert (Fritsch et al. 1993). Werden die auftreffenden Schallwellen an sehr kleinen, unregelmäßigen und geneigten akustischen Grenzflächen (z.B. Entzündungszellen < 0,5 mm) in verschiedene Richtungen „gestreut“, spricht man von Streuung (Poulsen Nautrup 2001b). Dieser Effekt nimmt mit steigender Frequenz zu (Nyland et al. 2002). Kommt es in homogenem Gewebe zum Verlust an Energie, so bewirkt das die Absorption. Dieser Verlust wird durch innere Reibung im Ausbreitungsmedium verursacht und führt zu einer direkten Umwandlung von Bewegungsenergie in Wärmeenergie, die der Schallwelle entzogen wird (Sangl 1986). Auch die Absorption ist abhängig von der Frequenz und von der Beschaffenheit des Gewebes. Die Absorption in Weichgewebe ist relativ gering. Sie erhöht sich linear mit der Zunahme der Frequenz. In Knochen steigt die Absorption quadratisch mit der Frequenz (Poulsen Nautrup 2001b). Treffen die Schallwellen im Gewebe auf Randbereiche von stark absorbierenden Stoffen, so werden sie in den Schallschatten des Hindernisses

hineingebeugt. Dies wird auch als Tangentialphänomen bezeichnet (Rantanen et al. 1981).

Generell gilt also: Frequenz und Eindringtiefe verhalten sich umgekehrt proportional zueinander (siehe Tabelle 2).

Tabelle 2: Frequenz und Eindringtiefe in Weichgewebe (Poulsen Nautrup 2001b)

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

B.1.3.5 Biologische Effekte

Man kann grundsätzlich zwischen mechanischen, thermischen und chemischen Wirkungen von Ultraschallenergie auf das Gewebe unterscheiden (Rott 1981). Im untersuchten Medium kommt es durch Ultraschall zu mechanischen Schwingungen, wodurch es zu einer Teilchenverdichtung (Druckphase) und zu einer Teilchenverdünnung (Sogphase) kommt. Dabei bilden sich in der Sogphase in Flüssigkeiten kleine Hohlräume aus, die in der Druckphase wieder in sich zusammenfallen (Poulsen Nautrup 2001b). Diese Hohlräume können bei langer Belastung und hohen Spitzenintensitäten von Ultraschall zu Gewebeerreißen führen (Rott 1981). Allerdings gibt es keine bekannten Schädigungen im Sinne einer mechanischen Zerstörung durch diagnostischen Ultraschall. Die Umformung von Ultraschallenergie in Wärmeenergie führt durch innere Reibung im Gewebe zu einer lokalen Temperaturerhöhung. Dieser Erhöhung wirkt allerdings die Wärmeweiterleitung im Gewebe und der Wärmetransport über das Blutgefäßsystem entgegen (Sangl 1986). Diese Erwärmung hat beim diagnostischen Ultraschall keine Bedeutung (Flückiger 1990). Die durch Ultraschall hervorgerufenen chemischen Wirkungen basieren auf Oxidations-, Reduktions- und Depolymerisationsvorgängen. Weiter kann es durch Ultraschall in diesem Zusammenhang zu Depolymerisationsvorgängen von Polysacchariden, Proteinen und Chromosomen kommen. Auch diese Effekte konnten bisher nicht bei der diagnostischen Sonographie beobachtet werden (Rott 1981).

Schädigungen am Auge sind erst bei Energien festgestellt worden, die um einige Zehnerpotenzen höher liegen, als diejenigen, die durch handelsübliche Ultraschallgeräte ausgesandt werden. Das gleiche gilt auch für höherenergetische, gepulste Ultraschallenergie (Lizzi et al. 1981). Die Schädigungen am Auge, die von verschie-

denen Autoren (Donn 1955; Baum 1956; Wyt et al. 1956; Coleman et al. 1970) beschrieben worden sind, sind von Ultraschallenergien verursacht worden, die bis zu 100 mal höher lagen, als die üblichen Ultraschallintensitäten bei ebenso längerer Einwirkungszeit. Es wird beschrieben, dass es zu irreversiblen Schäden bei einer Energie von 2,5- 3,0 W/cm² über eine Dauer von fünf Minuten gekommen ist (Baum 1956). Es wurden subkonjunktivale Blutungen, hintere Synechien, Katarakte und Glaskörperverschmelzungen nachgewiesen.

Das American Institute of Ultrasound in Medicine hat daher folgende Intensitätsdefinitionen geschaffen, die sowohl die räumlichen als auch die zeitlichen Intensitätswerte festlegen:

I_{SATA} („spatial average- temporal average“) ist der räumliche und zeitliche Mittelwert der Intensität. Er wird direkt am Schallkopf gemessen, entspricht also der mittleren akustischen Ausgangsleistung des Schallkopfes, bezogen auf die abstrahlende Fläche. Bei heutigen Ultraschallgeräten liegt dieser Wert deutlich unter 10 mW/cm².

I_{SPTA} („spatial peak- temporal average“) ist die größtmögliche, zeitlich gemittelte Intensität, wie sie im Fokus auftritt. Für die Betrachtung von Schädigungen im Gewebe ist dies der maßgebliche Wert.

I_{SPTP} („spatial peak- temporal peak“) ist die im Fokus der Schallkeule während der Impulsdauer auftretende Spitzenintensität.

Da Schädigungen erst bei Intensitäten I_{SPTA} von mehr als 100 mW/cm² beobachtet werden konnten, wurde von der amerikanischen Food and Drug Administration und vom American Institute of Ultrasound in Medicine die Empfehlung herausgegeben, den I_{SPTA}- Wert auf unter 100 mW/cm² zu begrenzen (Sangl 1986). Auch (Thijssen 1993) sieht diesen Wert als sicher an. Moderne diagnostische Sonographiegeräte sind sogar so ausgelegt, dass Werte über 17 mW/cm² nicht überschritten werden. Schädigende Effekte auf den Organismus sind somit bei der Verwendung von diagnostischem Ultraschall nicht zu erwarten. Das ALARA- Prinzip („as- low- as- reasonably- achievable) sollte daher immer angewendet werden (Nyland et al. 2002). Das bedeutet, dass diagnostischer Ultraschall nur bei angezeigter Notwendigkeit und dann nur für eine möglichst kurze Zeit verwendet werden sollte.

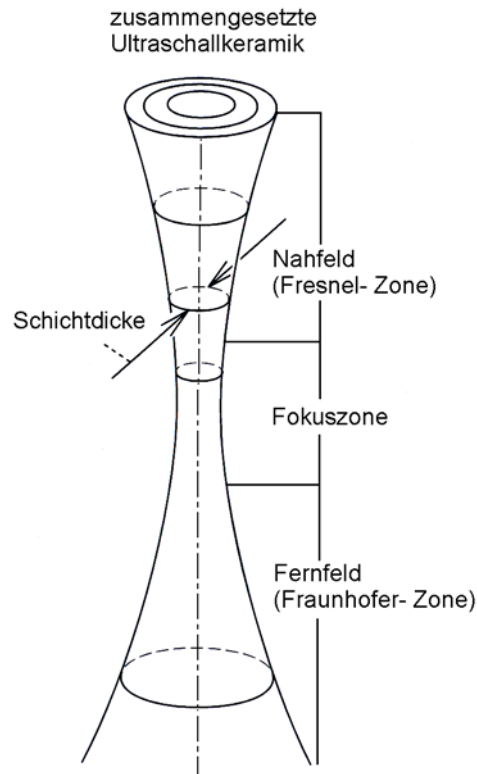
B.1.3.6 Erzeugung und Empfang von Ultraschall

Produziert werden die Schallwellen durch ein keramisches Material, dem piezoelektrischen (*piezo* (griech.): Druck) Kristall im Schallkopf (Transducer, Receiver). Bei elektrischer Anregung beginnt dieser zu schwingen und emittiert Schallwellen, diese werden im Körperinneren an vielen Grenzflächen reflektiert, treffen zum Teil als Echo auf den Kristall zurück und versetzen ihn wieder in Schwingungen. Der Kristall wandelt diese Schwingungen wieder in ein elektrisches Signal um, er arbeitet also als Sender und Empfänger (Flückiger 1990), wobei der Schallkopf nur in 1 % als Sender und in 99 % als Empfänger fungiert (Miles 1989). Die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Schallwellen ist gewebespezifisch.

B.1.3.6.1 Schallfeldgeometrie und Auflösung

Die Ultraschallimpulse, die vom Schallkopf ausgesendet werden, weisen eine räumliche, dreidimensionale Ausdehnung auf, die als Schallfeldgeometrie bezeichnet wird. Die Geometrie des Schallfeldes lässt sich in eine axiale und eine laterale Ausdehnung unterscheiden. Während die axiale in jedem Abstand zum Schallkopf gleich ist, variiert die laterale in Abhängigkeit von Eindringtiefe und Form der Ultraschallquelle. Die dritte Ebene des Raumes, die senkrecht zum lateralen Schallfeld liegt, wird als Schichtdicke bezeichnet (Poulsen Nautrup 2001c). Die Schallfeldgeometrie lässt sich somit in ein Nahfeld (Fresnel- Zone), eine Fokuszone und ein Fernfeld (Fraunhofer- Zone) unterteilen (siehe Abb. 2).

Abbildung 2: Schematisierte Darstellung der Schallfeldgeometrie modifiziert aus (Poulsen Nautrup 2001c)



Generell gilt, dass je höher die Frequenz, umso besser die Auflösung, wobei dann die Eindringtiefe abnimmt. Ein nicht fokussierter Schallstrahl divergiert sehr schnell, was eine schlechte Auflösung zur Folge hat. In der Fokuszone eines Schallkopfes ist die Bündelung und somit die Auflösung optimal (Barr 1992). Diese Fokuszone wird von optisch oder elektronisch fokussierten Systemen zwischen Nah- und Fernfeld eingefügt (Fritsch et al. 1993). Man unterscheidet zwischen einem axialen und lateralen Auflösungsvermögen. Darunter versteht man die Fähigkeit, zwei dicht hintereinander bzw. nebeneinander liegende Grenzflächen als deutlich voneinander unterscheidbare Echos auf einem Monitor darzustellen (Poulsen Nautrup 2001c). Die axiale Auflösung ist abhängig von Dauer und Länge des Ultraschallimpulses, wobei die laterale durch die Ultraschallfrequenz, die Geometrie der Schallquelle und der Eindringtiefe bestimmt wird. Somit ist die laterale Auflösung mit steigender Frequenz größer (Rantanen 1993). Generell ist die axiale Auflösung gegenüber der lateralen zwei- bis viermal besser (Fritsch et al. 1993).

B.1.3.6.2 Signalverarbeitung

Mit steigendem Abstand vom Schallkopf nimmt Reflexion, Absorption und Streuung zu. Es kommt zu einem Intensitätsverlust der Ultraschallimpulse, die zurück zum Schallkopf kommen. Um diese Verluste auszugleichen, verfügen moderne Ultraschallgeräte über eine Vielzahl von Möglichkeiten die Ultraschallechos zu verstärken bzw. zu modulieren. Dies ist mit Hilfe der Gesamtverstärkung bzw. Gain (gain (engl.): Verstärkung) möglich. Die Verstärkung wird in Dezibel angegeben (Poulsen Nautrup 2001c). Eine elektronische Verstärkung der Echos aus tieferen Schichten ist wegen der vorhandenen Gewebedämpfung mittels eines tiefenabhängigen Verstärkerausgleichs erforderlich (Sangl 1986). Dieser wird entweder als DGC (depth gain compensation) oder als TGC (time gain compensation) bezeichnet (Barr 1992; Fritsch et al. 1993; Nyland et al. 2002).

Die modernen digitalen Geräte verfügen noch über eine Vielzahl an Möglichkeiten die zu verarbeitenden Signale zu verstärken. Es gibt die Möglichkeit Verstärkerkennlinien und elektronische Filter einzusetzen, um eine verbesserte Kontrast- und Detailauflösung von geringsten Strukturunterschieden zu ermöglichen (Farrow 1996). Bei der sonographischen Untersuchung in der Ophthalmologie werden hauptsächlich S-förmige, aber auch logarithmische und lineare Verstärkerkennlinien verwendet.

B.1.3.6.3 Schallköpfe

Man unterscheidet zwischen Sektor-, Linear-, und Konvexscanner. Der Konvexscanner stellt technisch eine Mischung aus Linear- und Sektorscanner dar und wird in der Ophthalmologie nicht verwendet, weshalb nur kurz auf ihn eingegangen wird.

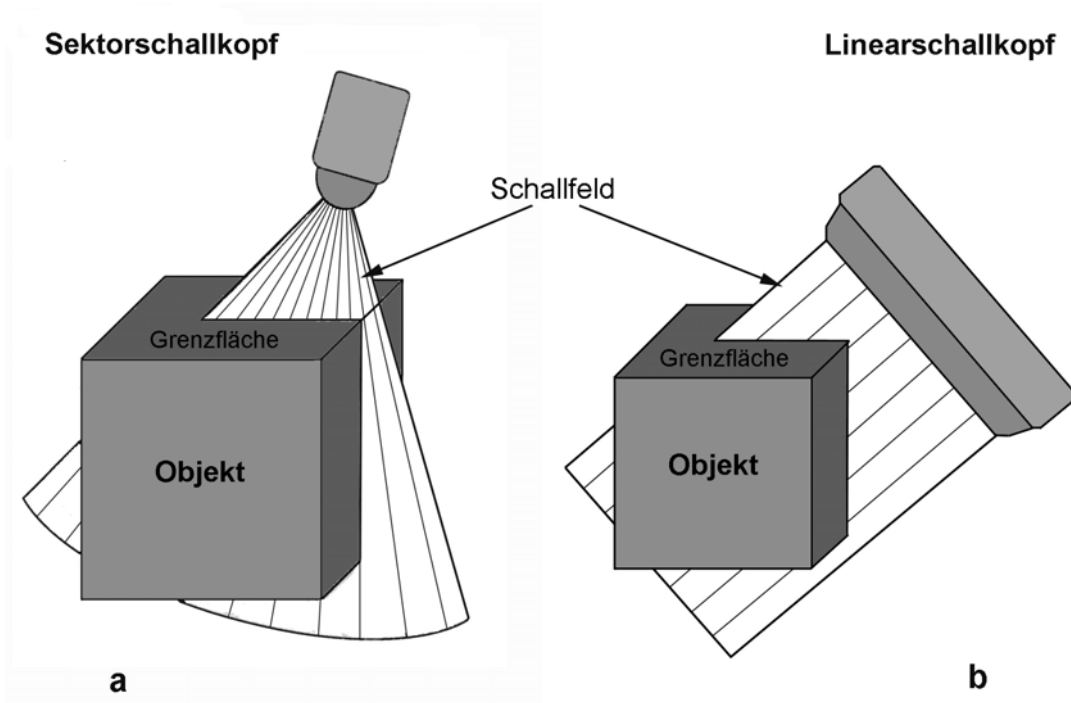
Der Sektorschallkopf erzeugt ein dreieckiges oder schmal- trapezförmiges Bild, wodurch ein sehr kleines Blickfeld im Nahbereich entsteht (siehe Abb. 3a). Der Vorteil dieser Sonden liegt darin, dass sie nur eine kleine Auflagefläche benötigen, der Nachteil ist die geringe Auflösung im schallkopfnahen Bereich und die schwierige Orientierung in den Randzonen (Fritsch et al. 1993). Um diesem Nachteil entgegenzuwirken können Vorlaufstrecken verwendet werden. Dadurch wird das Nahfeld in den Bereich der Vorlaufstrecke verlegt. Die vorderen Augenabschnitte können so besser dargestellt werden, es können allerdings durch die Vorlaufstrecke selbst induzierte Interferenzen entstehen, die das Bild beeinträchtigen (Herring et al. 1989). Die meisten Sonden arbeiten mechanisch, wobei ein bis acht Piezokristalle um eine Achse rotieren oder oszillieren (Poulsen Nautrup 2001c). Elektronische Sektorsonden enthalten kleine nebeneinander angeordnete Kristalle, womit ebenfalls eine kleine Auflagefläche erreicht wird. Das sektorähnliche Bild entsteht dadurch,

dass die Kristalle schnell, wechselnd und asynchron aktiviert werden. Man bezeichnet sie auch als Phased- Array- Applikatoren. Des Weiteren existieren Sektorschallköpfe, bei denen die Kristalle ringförmig angeordnet sind. Hierbei werden die Kristalle nur während des Empfangs synchron zu den reflektierenden Echos elektronisch fokussiert (dynamic focusing). Die Auflösung wird dadurch in einer wählbaren Zone verbessert (Flückiger 1990). Dieser Schallkopf arbeitet sowohl mechanisch als auch elektronisch und wird als Annular- Array- Applikator bezeichnet (Poulsen Nautrup 2001c).

Der Linearschallkopf erzeugt ein rechteckiges Bild (siehe Abb. 3b). Es handelt sich hier um einen Multielementschallkopf, d.h., dass er aus vielen nebeneinander liegenden Piezoelementen aufgebaut ist. Diese emittieren zueinander parallele Strahlenbündel. Bedingt durch die zahlreichen Elemente ermöglicht der Schallkopf eine gute elektronische Fokussierung mit mehreren Fokuszonen in verschiedenen Tiefen (Poulsen Nautrup 2001c). Der Vorteil liegt in der sehr guten schallkopfnahen Auflösung, wobei ihr Nutzungswert durch die relativ große Auflagefläche begrenzt wird. Bei modernen Systemen besteht allerdings die Möglichkeit das Bild auf dem Monitor in ein Sektor- oder Parallelogrammbild umzuwandeln. Man schneidet hier die nicht notwendigen Regionen elektronisch aus.

Der Konvexschallkopf erzeugt ein breit- trapezförmiges Bild. Die nebeneinanderliegenden Piezoelemente bilden eine konvexe Oberfläche und ermöglichen so ebenfalls eine elektronische Fokussierung. Der Vorteil besteht in einer guten schallkopfnahen Auflösung und einer besseren Ankopplungsfläche (Poulsen Nautrup 2001c).

Abbildung 3: Schematische Darstellung eines Sektor- (a) und eines Linearsonogramms (b) modifiziert nach (Poulsen Nautrup 2001c)



B.1.3.6.4 A- Mode

Die Bezeichnung A- Mode (Amplituden- Modulation) oder A- Bildverfahren stand am Anfang aller medizinischen Ultraschalluntersuchungen und ist aus der Werkstoffprüfung übernommen worden (Sangl 1986).

Bei diesem Verfahren werden die Echos als vertikale Ausschläge (y- Achse) auf einer horizontalen Linie (x- Achse) dargestellt. Die Höhe (y- Achse) eines Ausschlages entspricht der Echostärke, die Strecke auf der horizontalen Achse entspricht der Lage der reflektierenden Struktur (Barr 1992). Es ist somit eine Zuordnung der Signale zu einer bestimmten Gewebestruktur möglich (siehe Abb. 4), wenn die auf der horizontalen Achse aufgetragene Laufzeit der Ultraschallimpulse im Gewebe bekannt ist (Ossoinig 1968).

In der heutigen Zeit ist das A- Mode Verfahren nur noch in der humanmedizinischen Ophthalmosonographie und der Echoenzephalographie von gewisser Bedeutung (Poulsen Nautrup 2001c). In der Humanmedizin nimmt der A- Mode vor allem in der Biometrie einen festen Platz ein (Ossoinig 1979). Man verwendet ihn hier hauptsächlich zur Differenzierung von Tumoren und anderen Gewebestrukturen, sowie im

Rahmen der Biometrie zur Bestimmung der Brechkraft der Linse vor der Implantation einer Kunstlinse (Coleman et al. 1992; Coleman et al. 1998).

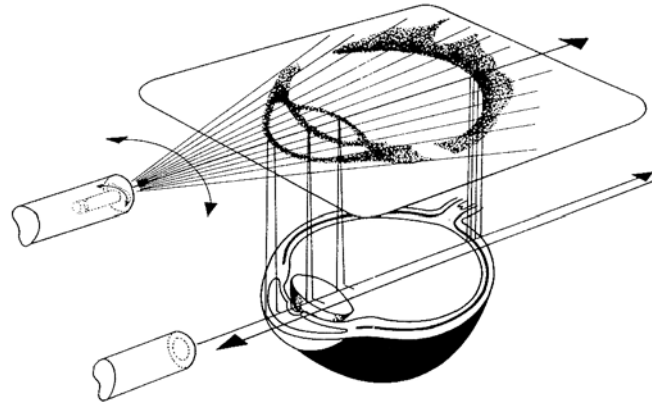
Beides spielt in der Veterinärmedizin und hier vor allem beim Pferd keine Rolle. Tumorös veränderte Augen werden meist enukleiert und Intraokularlinsen weisen beim Kleintier eine einheitliche Brechkraft auf. Beim Pferd existieren keine Kunstlinsen. Die Untersuchung muss exakt axial in der Augenachse und ohne Ausübung von Druck auf die Hornhaut durchgeführt werden (Poulsen Nautrup et al. 2001e). In der Humanmedizin lässt man dazu den Patienten bestimmte Punkte fixieren (Ossoinig 1968).

B.1.3.6.5 B- Mode

Im Realtime- B- Mode (realtime (engl.): Echtzeit; B= brightness (engl.): Helligkeit) werden die reflektierten Schallwellen als unterschiedlich helle Punkte längs der Sagittalebene auf dem Monitor zweidimensional abgebildet (siehe Abb. 4). Helligkeit und Abstand der einzelnen Punkte werden von den Impedanzsprüngen an der Grenzfläche und deren Abstand bestimmt (Greyscale- Darstellung) (Fritsch et al. 1993). Je stärker das empfangene Echo ist, desto heller erscheint der zugehörige Bildpunkt auf dem Monitor (Barr 1992). Das entstandene Graustufenbild lässt eine genaue Lokalisation des untersuchten Gewebes zu. Um im Echtzeit- Verfahren Bewegungsabläufe innerhalb des Gewebes artefaktfrei darzustellen sind mindestens 35 Bilder/s und mehr nötig (Sangl 1986).

In der Veterinärophthalmologie wird das zweidimensionale Realtime- B- Bild- Verfahren am meisten genutzt (Brooks 1999). In der Humanmedizin gibt es speziell entwickelte Ultraschallsysteme, die sich durch einen fokussierbaren, mechanischen, und konkaven Schallkopf auszeichnen. Sie arbeiten mit Frequenzen von mindestens 10 MHz und lassen sich auch gut in der Tiermedizin einsetzen (Williams et al. 1995). Es können aber auch „normale“, kleine Linearsonden verwendet werden, die mindestens eine Frequenz von 7,5 MHz aufweisen sollten (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Abbildung 4: Schematische Darstellung von A- Bild und B- Bild (Guthoff et al. 1987).
 Im A- Bild wird das Echosignal je nach Intensität als unterschiedlich hohe Zacke abgebildet (unterer Bildteil). Im B- Bild wird die Intensität des Echos durch die Helligkeit eines Bildpunktes wiedergegeben (oberer Bildteil).



B.1.4. Sonographische Artefakte

Zahlreiche physikalisch und technisch bedingte, sonographische Artefakte (Kunstprodukte) können die Beurteilung eines Bildes erheblich erschweren oder sogar ganz verhindern (Poulsen Nautrup 2001d), aber in manchen Fällen auch erleichtern (Kremkau et al. 1986). Deshalb ist es wichtig, dass man mit den wichtigsten Artefakten vertraut ist, um sie gegebenenfalls abzustellen oder um Fehlinterpretationen zu verhindern (Barr 1992). Um einen Überblick über die verschiedenen Phänomene zu bekommen, wird hier nur auf die Wichtigsten eingegangen.

B.1.4.1 Rauschen

Das sogenannte „Rauschen“ zeigt sich in vielen, kleinen bis mittelgroßen, mehr oder weniger unregelmäßigen Echos (Poulsen Nautrup 2001d). Es ist meist eine Folge zu hoch eingestellter Gesamtverstärkung oder Tiefenverstärkung des Ultraschallgerätes. Besonders auffällig ist es in sonst physiologischerweise echofreien Gebieten, wie in diesem Zusammenhang in der vorderen Augenkammer und dem Glaskörper. Es kann zur Fehlinterpretation kommen, bzw. diese Artefakte z.B. mit Blutungen oder Entzündungen verwechselt werden (Herring et al. 1989).

B.1.4.2 Wiederholungsechos

Wiederholungsechos (Reverberationen) treten an stark reflektierenden Grenzflächen auf. Das starke Echo wird am Schallkopf reflektiert und dringt erneut in den Körper ein. Dabei entstehen mehrere hintereinander gestaffelte Bilder distal der ursprünglichen Grenzfläche (Barr 1992). Sie stellen die am häufigsten beobachteten Artefakte dar (Miles 1989). Dieses Phänomen kann auch bei schlechter Ankopplung des Schallkopfes am Oberlid des Pferdes beobachtet werden, wobei es dann zu einer Überlagerung der Artefakte mit der Kornea kommt (Esser 1996). Typisch sind auch Wiederholungsechos an der Linsenrückfläche, vor allem wenn diese senkrecht getroffen wird (Guthoff et al. 1988). Diese setzen sich dann in den Glaskörper fort. Als Kometenschweifartefakte bezeichnet man Wiederholungsechos, welche hinter kleinen, hochreflektiven Strukturen wie intraokulären Fremdkörpern aus Metall auftreten (Guthoff et al. 1988; Barr 1992; Fritsch et al. 1993).

B.1.4.3 Schallverstärkung

Werden Schallwellen bei der Passage durch Flüssigkeiten nur wenig gedämpft, erscheint unmittelbar distal der Flüssigkeit oft eine hellere bzw. echoreichere Zone (Barr 1992). Man spricht hier von distaler Schallverstärkung. Diese lässt sich hinter flüssigkeitsgefüllten Organen und somit auch bei dem distal des Glaskörpers liegenden Retrobulbärraum beobachten (Byrne et al. 1992).

B.1.4.4 Schallschatten

An Grenzflächen mit großen Impedanzunterschieden findet sich gemäß den physikalischen Gesetzmäßigkeiten eine Totalreflexion mit anschließendem Schallschatten (Poulsen Nautrup 2001d). Typische Strukturen sind Knochen, Verkalkungen, sowie luft- und gashaltige Bezirke (Miles 1989). So kann es an Knochen zur Absorption von 70- 80% der Schallwellen kommen (Kirberger 1995). Die Schallwellen können nicht weiter vordringen und es entsteht eine echolose Zone hinter dem Hindernis. Es kann auch zu diesem Phänomen kommen, wenn im Kopplungsmedium Luftblasen vorhanden sind, oder bei großen Fremdkörpern im Auge.

B.1.4.5 Verzeichnung

Dieses Phänomen ist typisch für Sektorschallköpfe und kommt im Zusammenhang mit konkaven Strukturen wie der Linsenrückfläche und der Netzhaut vor. Diese konkaven Strukturen bilden sich fälschlicherweise konkaver auf dem Monitor ab, als dies in Wahrheit der Fall ist. Es kann aber auch bei Linearschallköpfen zu einem ähnlichen Phänomen kommen. Hier werden, bedingt durch die starke Krümmung der Linsenperipherie, die Schallwellen nach außen gebrochen. Außerdem führt die starke Änderung der Schallgeschwindigkeit in der Linse zu diesem Artefakt, was eine schattenhafte Vorwölbung im Bereich des Sehnervenaustrittes in den Glaskörper verursacht (Guthoff et al. 1988). Dieser Artefakt wurde schon sehr früh in der Ophthalmosonographie beschrieben (Baum 1965). Er wies darauf hin, dass es zur Verwechslung mit einem Tumor im Bereich der Netzhaut kommen kann (sog. „Baum’s Bumps“). Umgekehrt gilt, dass sich konvexe Strukturen wie die Linsenvorderfläche flacher darstellen (Guthoff et al. 1988).

B.2. Ophthalmologische Sonographie

B.2.1. Indikationen für die Sonographie

Die klinische Untersuchung des Pferdeauges erfolgt in erster Linie durch Adspektion. Sind die optischen Medien ungetrübt, werden Ophthalmoskop und Spaltlampenmikroskop zur Hilfe genommen. Eine Indikation für eine ophthalmologische Ultraschalluntersuchung sind vor allem Trübungen der optischen Medien. Hierzu zählen besonders Trübungen der Hornhaut, entzündliche Zustände der vorderen Augenkammer (z.B. Hypopyon), Vorderkammerblutung (Hyphaema), die Katarakt und das Glaukom. Aber auch die Untersuchung des Retrobulbärraumes bei Verdacht auf Tumore, Fremdkörper, Linsenluxation, Linsenrupturen, intraokuläre Blutungen, Phthisis bulbi, Netzhautablösungen, Ankyloblepharon artificiale, Synechien und kontrollierte Biopsien werden mittels Sonographie vorgenommen (Eisenberg 1985; Miller et al. 1985; Dziezyc et al. 1988; Fielding 1992; van der Woerd et al. 1993; Hillyer 1993; Mettenleiter 1995a; Wilkie et al. 1997; Jurrat 1997; Brooks 1999; Guthoff 1999; Gonzalez et al. 2001; Whitcomb 2002).

Die Sonographie des Auges stellt aber auch bei ungetrühten optischen Medien einen Nutzen dar. Zur Abklärung eines Tumorgeschehens (Gelatt 1981; Atta 1999; Poulsen Nautrup et al. 2001e), oder zur Untersuchung lichtoptisch nicht zugänglicher Strukturen wie dem Ziliarkörper und dem Kammerwinkel (Bergmann et al. 1994).

In der Humanmedizin wird zwischen konventioneller und hochauflösender Sonographie unterschieden. Erstere wird zur Darstellung der Bulbushinterabschnitte und der Orbita genutzt, während letztere sich zur Diagnostik des Bulbusvorderabschnittes eignet (Guthoff 1999).

B.2.2. Konventionelle Ophthalmosonographie

Die konventionelle Sonographie entspricht dem Realtime- B- Mode und wird seit Mitte der achtziger Jahre mit Erfolg auch in der Tiermedizin eingesetzt.

Aufgrund der Arbeitsfrequenzen von 5 - 10 MHz lassen sich zwar Veränderungen wie Katarakt sowie Glaskörper- und Netzhautveränderungen am Pferdeauge beurteilen, die Darstellung der Hornhaut und der echolosen vorderen Augenkammer ist allerdings nur mit einer Vorlaufstrecke möglich (Williams et al. 1995; Münnich et al. 1995; Gevelhoff 1996; Jurrat 1997). Die durch geringe Frequenzen bedingte grobe Auflösung beträgt bei einer Frequenz von 10 MHz im Bereich des Fokus lateral maximal 0,5 mm und axial maximal 0,25 mm. Diese Werte werden im Realtime- Modus jedoch fast nie erreicht. Damit Strukturen voneinander abgrenzbar sind, müssen sie mindestens eine Ausdehnung von 1- 2 mm haben, rechtwinklig zum einfallenden Schallstrahl liegen und sich akustisch stark vom umliegenden Gewebe unterscheiden (Flückiger 1990).

B.2.3. Hochauflösende Ophthalmosonographie

Als hochauflösende Sonographie versteht man in der Ophthalmologie B- Mode-Geräte, die mit Frequenzen jenseits der 10 MHz- Grenze arbeiten.

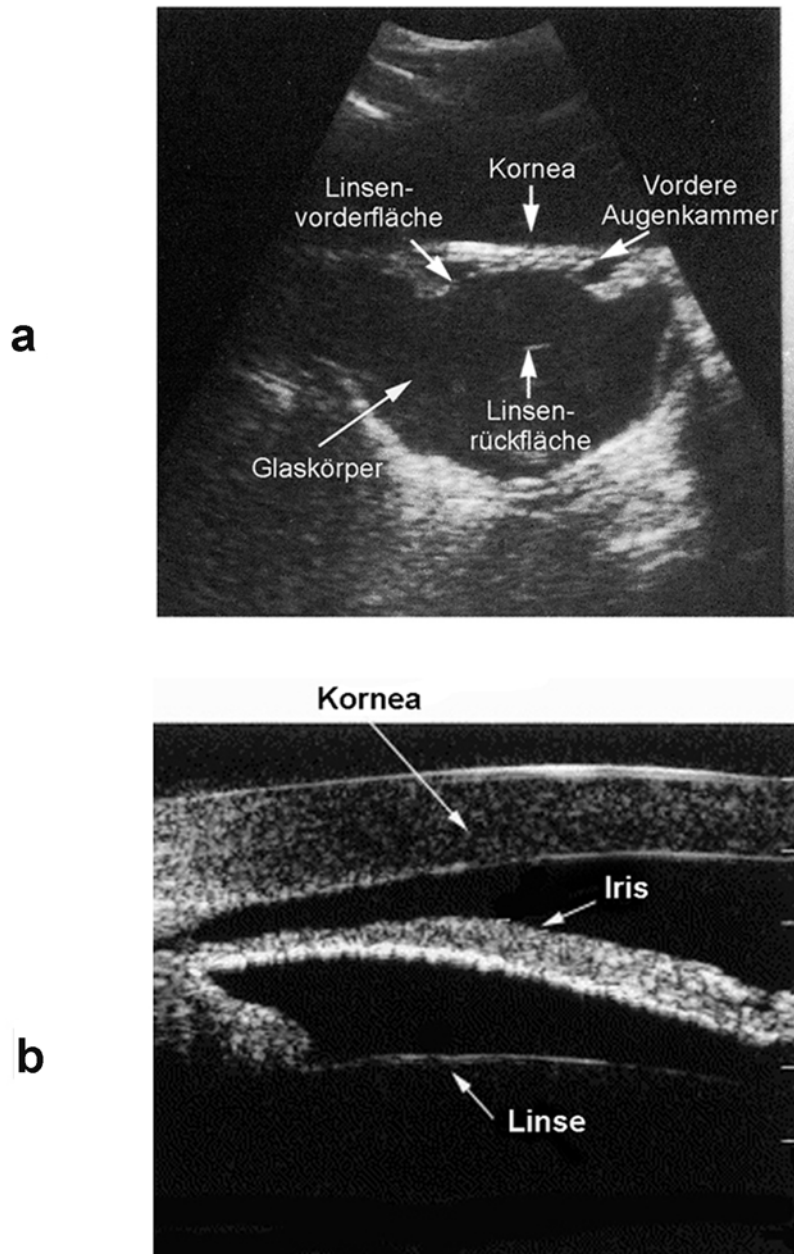
1990 entwickelten Pavlin et al. das erste hochauflösende Ultraschallgerät, das auf dem bekannten B- Mode- Verfahren basiert. Verwendet wurde ein Sektorscanner. Das System arbeitet mit Frequenzen zwischen 50 - 100 MHz (Pavlin et al. 1990). 1991 beschrieben Pavlin et al. dann die klinische Anwendung dieses Gerätes und stellten die vordere Augenkammer dar. Dadurch, dass der Transducer transversal schwingt, entspricht das sichtbare Graustufenbild auf dem Monitor dem typischen Bild eines Linearscanners. Es kommen Schallköpfe mit einer Frequenz von 50 MHz zur Anwendung. Daraus ergibt sich eine laterale und axiale Auflösung von ca. 40 µm (Pavlin et al. 1990), die somit um den Faktor 10 höher ist als die der konventionellen Sonographie. Es existieren auch schon Geräte, die eine Auflösung von 50 µm sowohl axial als auch lateral haben (Münnich et al. 1995; Roters 2001). Da die Abschwächungsverluste fast linear mit der Frequenz ansteigen, nimmt die

Eindringtiefe im Gewebe mit zunehmender Frequenz ab (Pavlin et al. 1990). Deshalb beträgt die Eindringtiefe bei so hohen Frequenzen nur noch ca. 5 mm (Münnich et al. 1995; Bergmann et al. 1995). Die Ankopplung bei diesen Geräten erfolgt mittels Immersionsverfahren im sogenannten „Augenbecher“ (konisch zulaufender Trichter), der mit einem Gemisch aus Methylcellulose und NaCl- Lösung gefüllt ist (Bergmann et al. 1995).

Die hohe Ultraschallfrequenz ermöglicht eine Darstellung der vorderen Augenabschnitte in mikroskopischer Auflösung (Münnich et al. 1995). Die erreichte Darstellung ähnelt einem histologischen Schnittbild, bietet allerdings den Vorteil, dass in vivo Untersuchungen des Auges möglich sind, ohne es zu beschädigen (Pavlin et al. 1990). Außerdem können die Bilder nicht nur im Endstadium der Erkrankung nach E nukleation gewonnen werden, sondern zu jedem beliebigen Zeitpunkt (Pavlin et al. 1990; Pavlin et al. 1991; Pavlin et al. 1992a; Pavlin et al. 1992b; Pavlin et al. 1992c; Pavlin et al. 1993; Pavlin et al. 1998).

Die limitierende Eindringtiefe bei den Ultraschallbiomikroskopen, kann durch die Verwendung konventioneller Geräte ausgeglichen werden. Es muss dann allerdings eine geringere Auflösung in Kauf genommen werden.

Abbildung 5: Vergleich zwischen konventioneller Ophthalmosonographie (7,5 MHz) des Pferdeauges (a) und Ultraschallbiomikroskopie (50 MHz) der Iris beim Menschen (b)



B.2.3.1 Hochauflösende Sonographie in der Veterinärophthalmologie

Über die Anwendung der Ultraschallbiomikroskopie in der Veterinärmedizin gibt es erst wenige Veröffentlichungen. Die erste Veröffentlichung im Jahre 1997 beschreibt die Verwendung eines Ultraschallbiomikroskopes an enukleierten Schweineaugen (Bartholomew et al. 1997). Sie dienten zur messtechnischen Bestimmung der anatomischen Strukturen der vorderen Augenkammer. Laut den Autoren ließen sich die Untersuchungen gut durchführen. Die Autoren weisen darauf hin, dass das Gerät zur Unterscheidung von zystischen und soliden Zubildungen im Bereich der Iris und des Ziliarkörpers zu empfehlen ist. Des Weiteren wird der Einsatz des Gerätes zur Differenzierung von Tumoren und für die Beurteilung einer medikamentellen Therapie als sinnvoll erachtet.

Die zweite Veröffentlichung im Jahr 1998 vergleicht die Ultraschallbiomikroskopie mit der Gonioskopie bei der Beurteilung des iridokornealen Winkels beim Hund (Gibson et al. 1998). Die Autoren wiesen darauf hin, dass die Ultraschallbiomikroskopie die eindeutig empfindlichere Methode zum Auffinden von Kammerwinkelanomalien ist und folgerten aus der Studie, dass die Ultraschallbiomikroskopie das Potential hat, Veränderungen am iridokornealen Winkel vor dem Auftreten klinischer Anzeichen eines Glaukoms zu erkennen, die mit der Gonioskopie nicht erfasst werden können. Des Weiteren wiesen sie darauf hin, dass sich die abweichende Morphologie des Hundeauges und die speziell für die Humanmedizin entwickelten Augenbecher als nachteilig erwiesen.

Penninck et al. (2001) verglichen die Darstellbarkeit des Auges und der Orbita mittels hochauflösendem Ultraschall, MRI und CT. Es wird auf die Vor- und Nachteile zwischen den Verfahren hingewiesen. So erweist sich bei der hochauflösenden Sonographie als Vorteil, dass die okulären Strukturen sich gut darstellen lassen, hingegen als Nachteil, dass die periokulären Strukturen nur bedingt darstellbar sind. Weiterer Vorteil des hochauflösenden Ultraschalls ist, dass die Untersuchung ohne Vollnarkose durchgeführt werden kann (Penninck et al. 2001).

Moodie et al. (2001) verfolgten die postnatale Entwicklung der zentralen Korneakrümmung und Dicke bei der Katze mittels Ultraschallbiomikroskopie. Zum Vergleich diente die Keratometry. Choh et al. (2002) stellten an enukleierten Hühneraugen die strukturellen Charakteristika der vorderen Augenkammer während der Akkomodation mittels eines Ultraschallbiomikroskopes dar. Dietlein et al. (2003) führten eine experimentelle Studie an 15 enukleierten Schweineaugen durch und nutzten die Ultraschallbiomikroskopie zur Überwachung der Kammerwinkeloperation. Sie zeigt

ten, dass die Ultraschallbiomikroskopie zur intraoperativen Überwachung und zur korrekten Führung der Instrumente, dank der hohen Auflösung, gut genutzt werden kann. Aubin et al. (2003) stellten anhand von 26 enukleierten Katzenaugen standardisierte Werte bezüglich der Vermessung der vorderen Augenkammer mittels Ultraschallbiomikroskopie auf.

Bisher gibt es nur eine Arbeit, die den Nutzen der hochauflösenden Sonographie auch am lebenden Tier darstellt. Hoffmann (2002) untersuchte 77 Hunde unterschiedlichen Alters, Geschlechts und Rasse. Verwendet wurde ein hochauflösender Linear- Array- Schallkopf mit einer Mittelfrequenz von 12 MHz. Er zeigte, dass die hochauflösende Sonographie die Möglichkeit bietet, die anterioren Bereiche des Auges in einer Qualität darzustellen, die einem histologischen Schnitt niedriger Vergrößerung gleicht. Es ist mit dieser Technik erstmals gelungen, Veränderungen der Iris, Ziliarkörper, Linse und des Kammerwinkels an lebenden Hunden darzustellen (Hoffmann 2002).

In der Pferdeophthalmologie gibt es bisher keine Veröffentlichung über die Verwendung eines hochauflösenden Ultraschalls.

B.3. Anatomische Grundlagen

B.3.1. Organogenese des Auges

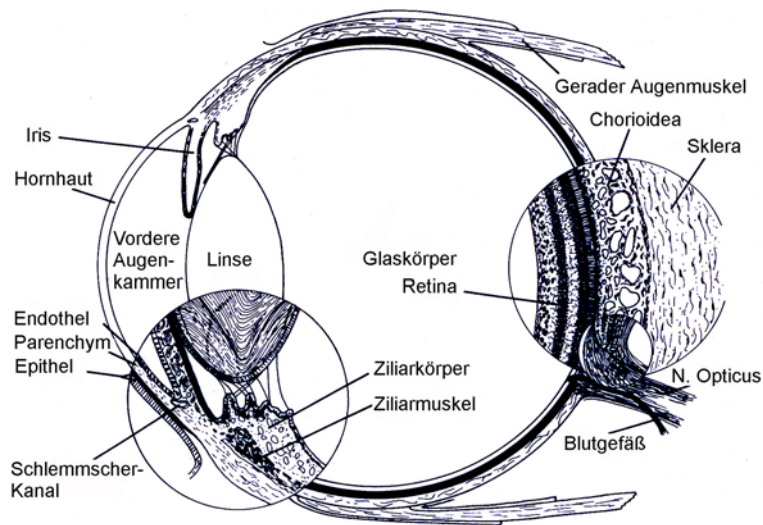
Die Retina, der Nervus opticus und der Glaskörper entstehen aus dem Neuroektoderm durch Ausstülpung des Zwischenhirns. Linse, Hornhautepithel, die Lidrüsen und der Tränenapparat bilden sich direkt aus dem Ektoderm. Die restlichen Anteile sind mesodermaler Herkunft (Schnoor 1996).

Aus dem noch unpaaren Vorderhirnbläschen gehen die beiden Augenblasen hervor. Sie induzieren eine Ektodermverdickung, die Linsenplatte. Sie stülpt sich gegen die Augenblasenwand ein, schließt sich zum Linsenbläschen und schnürt sich vom Oberflächenepithel ab. Die Linse ist das einzige Organ des Körpers, dass nur aus Epithelgewebe besteht. Das äußere Blatt des zweiblättrigen Augenbechers bleibt einschichtig und wird zum Pigmentepithel (Stratum pigmentosum) der Retina. Das innere, mehrschichtige Blatt entwickelt sich zum lichtempfindlichen Teil der Netzhaut (Stratum nervosum). Die freien Ränder des Augenbechers umgreifen das Linsenbläschen und bilden die Begrenzung der Pupille. Im Augenbecherspalt liegen Blutgefäße, die im Sehnerven zur A. und V. centralis retinae und in der Höhle des Augenbechers zur A. hyaloidea werden. Der Augenbecherspalt verschwindet, indem die Ränder ohne Narbenbildung verschmelzen (Nickel et al. 1992).

B.3.2. Anatomie des Auges

Für eine sorgfältige sonographische Untersuchung ist die Kenntnis der Anatomie von großer Bedeutung, da der Untersucher sich im Kopf aus vielen Einzelbildern ein eigenes dreidimensionales Bild erstellen muss. Um keine falschen Interpretationen verschiedener Strukturen zu machen, ist ein gutes Detailwissen der Anatomie des Auges wichtig. Die Anatomie des Pferdeauges wird hier nur kurz wiederholt und soll anhand einer Abbildung (siehe Abb. 6) verdeutlicht werden. Nähere Angaben lassen sich bei Nickel et al. (1992) Wissdorf et al. (1998) und König et al. (1999) entnehmen.

Abbildung 6: Schnitt durch den Augapfel (Schmidt 1988)



Das Pferd hat ein großes exponiertes Auge, welches in der knöchernen Orbita des Schädels liegt. Die Orbita wird von dem os frontale, os lacrimale, os zygomaticum, os temporale, os sphenoidale und dem os palatinum gebildet. Der Bulbus ist von Fettgewebe, Muskulatur und Drüsen umgeben, wobei eine feste Bindegewebshülle (Periorbita) alle orbitalen Strukturen umgibt (Gerhards et al. 2003). Da die Orbita etwa 40° nach lateral gerichtet ist, ermöglicht sie ein relativ weit nach kaudal reichendes Sehfeld (Wissdorf et al. 1998), welches mit ca. 340° angegeben wird (Gerhards et al. 2003).

Der Augapfel beim Pferd kommt in seiner Gestalt einer Hohlkugel nahe, der breiter als lang bzw. hoch ist. Er misst horizontal 50 mm, vertikal 42 mm und längs 45 mm. Der Bulbus oculi besteht aus drei äußeren Wandschichten. Der äußeren Augenhaut, die die undurchsichtige Sklera und im vorderen Bereich die durchsichtige Kornea bildet, die mittlere Augenhaut mit Aderhaut (Chorioidea), Strahlenkörper (Corpus ciliare) und Regenbogenhaut (Iris) und die innere Augenhaut, die die Pars optica retinae und die Pars caeca retinae bildet (König et al. 1999).

Diese Augenhäute umschließen einen Binnenraum, der die beiden Augenkammern, die Linse und den Glaskörper aufnimmt. Diesen Innenraum des Auges unterteilt man in: vordere Augenkammer (Camera anterior bulbi), hintere Augenkammer (Camera posterior bulbi) und Glaskörperraum (Camera vitrea bulbi).

Die Kornea des Pferdes umfasst 20% der Bulbusoberfläche und wird von außen nach innen aus vier anatomischen Schichten gebildet. Dem Epithel, dem Stroma, der descemetischen Membran und dem Endothel. Sie hat ca. einen Durchmesser von 33 x 36 mm (nasal > temporal) und eine periphere Dicke von 1- 1,5 mm, zentral 0,8 mm (Gerhards et al. 2003). Der Limbus stellt den Übergang von der Kornea zur Sklera dar.

Die vordere Augenkammer erstreckt sich zwischen Rückfläche der Hornhaut und der Vorderfläche der Iris. Die hintere Augenkammer liegt zwischen der Rückseite der Iris, dem Ziliarkörper, den Zonula ciliaris und der Linse (König et al. 1999). Das Kammerwasser wird von den Procc. ciliares und den Traubenkörnern ständig gebildet und in die hintere Augenkammer entlassen. Es fließt durch die Pupille in die vordere Augenkammer und verlässt das Auge durch das Ligamentum pectinatum im Kammerwinkel. Alternativ kann das Kammerwasser direkt über die Gefäße der Iris abfließen (Wissdorf et al. 1998). Das durchschnittliche Volumen in der vorderen Augenkammer beträgt etwa 2,4 ml, das der hinteren 1,6 ml (Gerhards et al. 2003).

Die mittlere, gefäßführende Augenhaut (Uvea) überzieht als Chorioidea den Augenhintergrund und reicht distal bis in die Höhe der Ora serrata, wo sie in den Ziliarkörper übergeht. Hier ist die Linse über die Zonula ciliaris aufgehängt. Im vorderen Teil bildet die Iris die direkte Fortsetzung des Ziliarkörpers und somit das distale Ende der mittleren Augenhaut. Die ringförmige Öffnung der Iris bildet die Pupille. Am oberen Pupillenrand befinden sich meist Traubenkörner, die aber auch oft in geringerer Größe am unteren Pupillenrand nachweisbar sind (Wissdorf et al. 1998).

Die Linse setzt sich aus der weichen Linsenrinde (Cortex lentis), dem harten Linsenkern (Nukleus lentis) und der Linsenkapsel (Capsula lentis) zusammen (Wissdorf et al. 1998). Sie hat eine bikonvexe Form, wobei die Rückfläche stärker gekrümmt ist als die Vorderfläche (Gerhards et al. 2003). Physiologisch ist sie avaskulär und frei von Nerven (Wissdorf et al. 1998).

Der gallertige Glaskörper füllt den Raum zwischen Pars optica retinae, dem Ziliarkörper, der Linse sowie ihrer Aufhängung aus und hat ein Volumen von 28 ml (Wissdorf et al. 1998). Das macht ca. $\frac{2}{3}$ des Augapfels aus. Er besteht zu 98 % aus Wasser und zu 2 % aus Hyaluronsäure und Kollagen (Gerhards et al. 2003). Der Glaskörperkortex grenzt an die Linse, die hintere Augenkammer, den Ziliarkörper und die Netzhaut. Von der Fossa hyaloidea bis zur Sehnervenpapille erstreckt sich

der zentrale, aus flüssigem Glaskörpermaterial bestehende, Glaskörper (Cloquet-Kanal). Zwischen Kortex und zentralem Glaskörper befindet sich der gelartige, intermediäre Glaskörper.

Die innere, sensorische Augenhaut stellt die Retina dar. Sie ist sehr komplex aufgebaut und besteht aus der neurosensorischen Retina mit den drei Neuronen des Sehnerven und dem Pigmentepithel. Sehnerv und Sehnervenpapille werden von Axonen der Nervenfasern der Retina, aus Gliaelementen, aus einem kapillären Netzwerk und aus Bindegewebe aufgebaut. Die Nervenfasern verlassen das Auge durch die Lamina cribrosa sclerae.

B.4. Der Sonographische Normalbefund

Das Ultraschallbild eines Auges im B- Mode gleicht einem histologischen Schnitt. Nach Mettenleiter (1995a) können am unveränderten Auge des Pferdes folgende Strukturen sonographisch dargestellt, abgegrenzt und vermessen werden:

1. Kornea
2. vordere Augenkammer
3. Iris
4. Traubenkörper
5. Ziliarkörper
6. Linse
7. Glaskörper
8. Bulbuswand (Retina, Chorioidea, Sklera)
9. retrobulbäre Strukturen (Nervus opticus, äußere Augenmuskeln, orbitales Fettgewebe)
10. knöcherne Orbita

Die **Kornea** lässt sich mit der konventionellen Sonographie nur mittels einer Vorlaufstrecke im Ultraschallbild sichtbar machen. Sie stellt sich dann als eine durch zwei Grenzflächen definierte Struktur mit einer Dicke von 1- 2 mm dar (Mettenleiter 1995a). Rogers et al. (1986) sprechen von einem hyperechogenen Streifen, der laut Jurrat (1997) im zentralen Bereich (senkrechtetes Auftreffen des Schallstrahles) eine etwas stärkere, seitlich davon eine abnehmende Echogenität aufweisen kann. In der Humanmedizin lässt sich mittels Ultraschallbiomikroskopie die Kornea in ihre Anteile

differenzieren. Hochreflektiv präsentieren sich Epithel, Bowman` und Descemet`sche Membran, wobei sich das Hornhautstroma deutlich von diesen Schichten abgrenzt (Fries et al. 1996). Die Darstellbarkeit der Kornea in ihre einzelnen Schichten ist auch mittels hochauflösendem Ultraschall möglich. Das Epithel und Endothel stellt sich hochreflektiv dar, das Stroma anechogen (Penninck et al. 2001). Die **vordere Augenkammer** schließt sich daran als völlig echofreier Raum an, der posterior durch Linsenvorderfläche sowie Iris begrenzt wird (Jurrat 1994). Die **hintere Augenkammer** lässt sich laut Rogers et al. (1986) mittels konventioneller Sonographie nicht darstellen. Mittels Ultraschallbiomikroskopie können die hochreflektive Irisrückfläche, der mittelreflektive Ziliarkörper, die schwach echogenen Zonulafasern und die hochreflektive Linsenvorderfläche dargestellt werden und somit auch die hintere Augenkammer, die sich anechogen im Sonogramm abbildet (Roters et al. 2001).

Die **Iris** präsentiert sich als schmaler, mittelgradig echogener Streifen (Jurrat 1997). Laut Rogers et al. (1986) lässt sich die Pupille nicht im Ultrasonogramm erkennen. Mettenleiter (1995) und Jurrat (1997) beschreiben, dass die Iris in zentraler Position die Pupille frei lässt. Die von der Iris ausgehenden Traubenkörner können gut als mäßig echogene kugelige Gebilde dargestellt werden (Jurrat 1994; Mettenleiter 1995a). Sowohl Reese (1999) als auch List (2002) stellen mittels dreidimensionaler Sonographie Iris, Traubenkörner, Kammerwinkel und Pupille im Oberflächenmodus dar. Der Ziliarkörper bildet sich als schmales, dreieckähnliches Gebilde mittlerer Echogenität ab (Jurrat 1994). Rogers et al. (1986) und Jurrat (1994) weisen darauf hin, dass an der Irisbasis nicht genau zwischen dieser und dem Ziliarkörper unterschieden werden kann. Nach Mettenleiter (1995a) lässt sich der Ziliarkörper gut beidseits der Linse erkennen. Mit dem Ultraschallbiomikroskop kann die Iris problemlos erfasst werden, wobei es sogar möglich ist auch interne Strukturen voneinander abzugrenzen (Pavlin et al. 1992a). Der Ziliarkörper zeigt sich mittelreflektiv und weist meist eine zottige Oberfläche auf. Je nach Schnittrichtung der Ultraschallwellen sind jeweils eine oder mehrere Ziliarkörperzotten sichtbar (Roters et al. 2001).

Mit dem Ultraschallbiomikroskop ist es erstmalig gelungen, die Zonulafasern in vivo darzustellen und in ihrer Länge zu bestimmen (Marchini et al. 1998). Die Beurteilung dieser Fasern ist von großer Bedeutung, da ein Abriss der Zonulafasern zu einem Glaukom führen kann (Pavlin et al. 1998).

Eine klare **Linse** stellt sich als akustisch leere, im axialen Schnitt ellipsenförmige Struktur dar (Mettenleiter 1995a). Sie ist nur in ihren senkrecht vom Ultraschallstrahl getroffenen Anteilen sichtbar (Jurrat 1994). Aufgrund des vorgelagerten Irisdiaphragmas kann der vordere Linsenpol besser aufgefunden werden als die Linsenhinterfläche, welche beim gesunden Pferdeauge als stark echogener Fleck am höchsten Punkt der Linsenkrümmung erkannt werden kann (Mettenleiter 1995a).

Der **Glaskörper**, der zu 98% aus Wasser besteht (Gerhards et al. 2003), besitzt physiologischerweise keine Grenzflächen und bleibt daher signalfrei (Mettenleiter 1995a).

Die **Bulbuswand** ist die am stärksten reflektierende Struktur am Auge (Mettenleiter 1995a). Sie kann sonographisch nur mit Spezialgeräten in ihre drei Bestandteile (Retina, Chorioidea, Sklera) separiert werden (Williams et al. 1995; Gevelhoff 1996). Sie stellt sich als mäßig echogene Linie dar (Jurrat 1994).

Die **Sklera** ist die am stärksten reflektierende Struktur der Bulbuswand. Die Abgrenzung zum Orbitalfett gelingt durch eine echoarme Schicht, die als Tenonscher Raum bezeichnet wird (Mettenleiter 1995a; Gevelhoff 1996).

Der **Nervus opticus** stellt sich als fast signalfreier Raum dar, der sich gut vom stark echogenen retrobulbären Fettgewebe abhebt (Mettenleiter 1995a). Gevelhoff (1996) beschreibt die Sehnervenpapille als eine leicht eingezogene, hyperreflektorische Zone, wobei Mettenleiter (1995a) darauf hinweist, dass es sich hierbei um eine Verkalkung im Bereich dieser Papillenregion handeln könnte.

Das **orbitale Fettgewebe** stellt sich deutlich echogen dar, was durch die zahlreichen akustischen Grenzflächen bedingt ist. Die äußeren Augenmuskeln bilden sich aufgrund ihrer homogenen Struktur gegenüber dem umgebenden Fettgewebe deutlich echoärmer ab (Mettenleiter 1995a). Typisch ist der v-förmige Verlauf der längsgetroffenen Augenmuskeln (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Die **Orbitawand** lässt sich physiologischerweise echographisch nicht in den knöchernen und periostalen Anteil trennen. Es kommt zu einer Totalreflexion des Ultraschalls, die als stark echogene Konturen mit Schallschatten auf dem Monitor erscheinen (Mettenleiter 1995a).

B.5. Darstellung von pathologischen Veränderungen am Auge

B.5.1. Kornea

Ist dem Untersucher der Einblick aufgrund eines Entzündungsgeschehen oder durch ein Korneaödem in das Auge verwehrt, ist es mit Hilfe der Sonographie möglich, auch in diesen Fällen eine Beurteilung der Strukturen des Augapfels vorzunehmen (Mettenleiter 1995b). Veränderungen an der Hornhaut lassen sich mit der konventionellen Sonographie nur mittels einer Vorlaufstrecke darstellen. Hier ist es jedoch nur möglich, eine deutliche Dickenzunahme im Sinne einer Ödematisierung zu erkennen (Esser 1996). Die Kornea erscheint dann deutlich verdickt und vermehrt echogen (Mettenleiter 1995b). Mittels Ultraschallbiomikroskopie lassen sich Veränderungen der einzelnen Schichten der Kornea abbilden (Fries et al. 1996). Bei Hornhautödemen stellt sich die Epithellinie unregelmäßig dar und es kommt infolge der Flüssigkeitseinlagerung und Separation der sonst regelmäßigen Kollagenfasern zu einem Reflexivitätsanstieg im Ultraschallbild (Roters 2001). Pavlin et al. (1990) stellten eine Inzision des Epithels der Kornea dar und wiesen darauf hin, dass der uniforme Kollagenfaserverlauf gut zu erkennen ist. Ist die Kornea vernarbt, können die pathologischen Grundlagen ebenfalls mittels Ultraschallbiomikroskopie dargestellt werden (Foster et al. 2000). Nach Hoffmann (2002) sind vor allem Dickenzunahme, Defekte, Ein- und Auflagerungen mittels hochauflösendem Ultraschall beim Hund darzustellen. Kommt es durch eine Keratokonjunktivitis zu einer Aufrauung und Pigmentierung der Kornea, zeigt sich dieses im Ultraschallbild anhand einer unruhigen und nur mittelreflektiv erscheinenden vorderen Kornealinie. Ein Korneaödem präsentiert sich mittels hochauflösendem Ultraschall durch eine deutliche Dickenzunahme sowie einem hypoechogenen Stromabereich. Auch die zentrale Abflachung der Kornea ist deutlich zu sehen (Hoffmann 2002).

B.5.2. Vordere Augenkammer

Mittels konventioneller Sonographie erkennbare Veränderungen der vorderen Augenkammer betreffen Vorderkammertiefe oder den Nachweis eines pathologischen Inhaltes (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Ein **Hyphäma** kann nach einer vorderen Uveitis, Trauma, immunvermittelte Thrombozytopenie, intraokulare Neoplasien und selten auch spontan entstehen (Barnett et al. 1998). Es zeigt sich sonographisch durch eine vermehrte Echogenität des sonst echofreien Kammerwassers. Im Falle einer bereits stattgefundenen Gerinnung lässt

sich ein Hyphäma nicht immer von einem Tumor unterscheiden (Barr 1992; Poulsen Nautrup et al. 2001e) Gonzalez et al. (2001) beschreiben im Falle eines Hyphämas fein verteilte echodichte Bezirke. Blutkoagula erscheinen als mäßig echogene Massen (Mettenleiter 1995b; Gevelhoff 1996).

Ein **Hypopyon** (pyos (griech.): Eiter) kann infektiös (Endophthalmitis, Rhodokokkose), durch eine Uveitis oder durch eine ulzerierende Keratitis bedingt sein. Es stellt sich im sonographischen Bild als punktförmige, mittel- bis hochgradig echogene Masse dar, die auch durch einen perforierenden Fremdkörper bedingt sein kann (Hillyer 1993; Jurrat 1997).

Ein **Fibrinerguss** in der vorderen Augenkammer ist normalerweise eine Folge einer vorderen Uveitis. Er stellt sich im Ultraschallbild ebenfalls echogen dar (Gevelhoff 1996). Im Vergleich zum Hypopyon präsentiert sich das Fibrin nicht als zusammenhängende Masse im Sonogramm (Wilkie et al. 1997).

B.5.3. Iris und Ziliarkörper

Bei einer reflektorischen Antwort des Musculus sphincter pupillae auf schmerzhaft Zustände am Auge kommt es zu einer **Miosis**. Diese kann im Ultraschallbild erkannt werden. Größe und Beweglichkeit der Pupille geben wichtige Hinweise auf Prognose und Therapie des Auges (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Iriszysten sehen braun- schwarz aus und entstehen aus dem Pigmentepithel der Iris und des Ziliarkörpers. Sie können dort noch anhaften oder frei in der vorderen Augenkammer herumschwimmen (Wilkie et al. 1997). Sie müssen von Tumoren und entzündlichen Granulomen differenziert werden (Williams et al. 1995). Die Iriszysten stellen sich im Ultraschallbild durch eine charakteristische echogene Hülle und anechogene Innenstruktur dar. Iriszysten sind gutartig und erfordern keine Therapie (Wilkie et al. 1997).

Der häufigste intraokulare **Tumor** beim Pferd ist das Melanom. Es kann entweder die ganze Uvea betreffen (Chorioidea, Ziliarkörper, Iris), oft ist aber nur die Iris betroffen (Gerhards 1988; Barnett et al. 1998). Im Gegensatz zur Iriszyste stellt sich das Melanom als homogene, mäßig echogene Struktur sonographisch dar (Hillyer 1993). Es wurde aber auch über Medulloepitheliome berichtet, die die Iris und den Ziliarkörper betreffen.

Außerdem können auch multizentrische Lymphome im Uveatrakt auftreten (Barnett et al. 1998). Das Medulloepitheliom entsteht aus dem embryonalen Neuroektoderm und kann benigne oder maligne sein. Riis et al. (1990) stellten sonographisch eine solide intraokulare Masse dar, die mittels Biopsie als Medulloepitheliom identifiziert wurde.

Man unterscheidet zwischen einer **vorderen** und **hinteren Synechie**. Bei ersterer handelt es sich um eine Verwachsung zwischen der Iris und der Kornea. Bei der hinteren verwächst die Iris mit der Linsenvorderfläche. Im Zuge einer Uveitis kann es durch entzündliches Exsudat (Blut, Leukozyten, Zelldetritus) zu Verwachsung der miterkrankten Iris mit dem Hornhautendothel oder der Linse kommen. Echographisch lässt sich meist eine vermehrt echogene vordere Augenkammer, eine echodichtere, verbreiterte Iris und eine unregelmäßige vordere Linsenkontur nachweisen (Mettenleiter 1995b). Gevelhoff (1996) stellt eine vordere und hintere Synechie mittels B- Mode Ultrasonographie dar.

B.5.4. Linse

Eine **Katarakt** ist als eine Trübung der Linse oder der Linsenkapsel definiert. Es gibt eine totale Katarakt, die die ganze Linse betrifft, und eine partielle Katarakt, die nur einen Teil der Kapsel und/oder des Kortex und/oder des Kerns betrifft. Weiter kann die Katarakt angeboren oder erworben sein. Erworbene können traumatisch entstehen. Beim Pferd ist jedoch die häufigste Kataraktform, die Sekundärkatarakt als Folge einer vorderen Uveitis (List 2002). Mittels sonographischer Untersuchung ist es relativ problemlos möglich einen Trübungsherd exakt zu lokalisieren. Unabhängig vom Trübungsgrad stellen sich die veränderten Bereiche vermehrt echogen dar. Es erscheinen nicht nur die senkrecht getroffenen Linsenanteile auf dem Monitor, sondern auch die gesamte Linsenvorder- und -rückfläche als ellipsenförmige Struktur (Barr 1992; Hillyer 1993). Das Ausmaß der Trübung kann bestimmt und vermessen werden. Bei der Planung von kataraktchirurgischen Maßnahmen liefert die Untersuchung wertvolle Zusatzinformationen über den Glaskörper und eventuelle Netzhautablösungen (Mettenleiter 1995b). Hardman et al. (2001) berichten über ein Pferd mit einem Morgagni- Katarakt, den sie auch sonographisch darstellen. Es zeigt sich der abgesunkene Linsenkern im ventralen Bereich der Linse (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Die Verlagerung oder **Luxation** der Linse aus ihrer normalen Position heraus, hat als Ursache eine Ruptur der Zonulafasern. Angeborene Linsenluxationen wurden beim

Pferd noch nicht beschrieben. Es treten aber sowohl totale Luxationen als auch Subluxationen (subluxatio lentis) auf, die entweder durch ein Trauma, eine Uveitis (Barnett et al. 1998), oder aber auch als Folge eines Glaukoms (Wilkie et al. 1997) entstanden sind. Die luxierte Linse wird dann in einer ungewöhnlichen Position im Ultraschallbild wahrgenommen. Die Linse kann sich in die vordere Augenkammer (Luxatio lentis anterior) oder den Glaskörper (Luxatio lentis posterior) verlagern (Miller 1991). Sonographisch lässt sich die Linse dann an dem typischen Echo der Linsenvorder- und -rückfläche in der vorderen Augenkammer oder dem Glaskörper erkennen (Whitcomb 2002). Die Linse lässt sich generell leichter auffinden, wenn sie kataraktös verändert ist (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Eine **Linsenruptur** entsteht durch ein Trauma. Die Linsenkapsel zerreißt und dadurch kann Linsenmaterial in die vordere Augenkammer gelangen. Es kommt traumatisch bedingt zu einer hochgradigen Entzündung, die durch die anschließende immunologische Krise dann noch verstärkt wird (Barnett et al. 1998). Beim Menschen diagnostiziert Restori (1985) eine Ruptur der hinteren Linsenkapsel mit Austritt von Linsenmaterial. Dieses stellt sich als mäßig echogene Masse im Glaskörper dar. Die geschädigte hintere Linsenkapsel zeigt sich als unterbrochene echogene Linie.

B.5.5. Glaskörper

Bei einer **Glaskörperblutung** handelt es sich um eine Blutung in den Glaskörper. Das Blut stammt entweder aus den Gefäßen der Retina, der Chorioidea oder des Ziliarkörpers. Als Ursache kommen ein Trauma, eine hintere Uveitis oder seltener Neoplasien des Ziliarkörpers oder der Chorioidea in Betracht. Da sich beim Pferd das Blut nur sehr langsam aus dem Glaskörper entfernt und das organisierte Blut Zug auf den kortikalen Glaskörper ausüben kann, ist die Gefahr einer Netzhautablösung groß. Die Prognose ist daher immer vorsichtig (Barnett et al. 1998).

Der große Wert der Ultraschalluntersuchung beim Hämophthalmus liegt in der möglichen Erkennung der Ursachen. So ist die Prognose und Therapie bei Tumoren von Iris oder Ziliarkörper und Netzhautablösungen eine andere, als z. B. bei Uvetiden. Es ist mittels der sonographischen Untersuchung überhaupt erst möglich, bei vermindertem ophthalmoskopischen Einblick, eine Aussage über weitere Schäden zu treffen. Das sonographische Erscheinungsbild unterscheidet sich entsprechend dem Alter, dem Grad und der Ausdehnung der Blutung (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Geringgradige Blutungen führen eventuell nur zu einer verstärkten Echogenität des erythrozytenbehafteten hinteren Glaskörperbereichs oder zu einer

vermehrten Erkennbarkeit bestehender Glaskörperstränge, an denen sich die Blutungen ausbreiten. Im degenerierten Glaskörper kann dagegen eine Blutansammlung den Eindruck einer umschriebenen festen Masse erwecken. Die Unterscheidung zu einem Tumor gestaltet sich somit als schwer. Die Blutung zeigt sich im Ultraschallbild durch Fließbewegungen des getrübten Anteils. In anderen Fällen ist der gesamte Glaskörper gleichmäßig durch schwebende Blutbestandteile in seiner Echogenität verändert (Poulsen Nautrup et al. 2001e).

Die nach einem Trauma akute Blutung ist schwer mit Ultraschall darzustellen. Wenn das Blut allerdings geronnen ist, stellt es sich in verschiedener Größe, Form und Echogenität im sonographischen Bild dar (Miller 1991). Mettenleiter (1995b) weist darauf hin, dass sich die Blutkoagula als mäßig echogene Massen darstellen, allerdings sich oft nicht von Weichteilveränderungen anderer Genese bei einmaliger Untersuchung unterscheiden lassen. Er empfiehlt daher das Auge im Verlauf mehrmals zu untersuchen und auf eventuelle Resorptionen zu achten. In akuten Fällen weisen Jurrat (1997) und Wilkie et al. (1997) auf deutliche Fließbewegungen des Blutes im laufenden Bild hin.

Glaskörpermembranen kommen beim Pferd relativ häufig vor. Sie sind verdichtete Varianten der normalen Glaskörperstränge des adulten Pferdes und können als einzelne, bandartige Einschlüsse erscheinen oder einen undulierenden Vorhang bilden, der durch den Glaskörper zieht. Sie beeinträchtigen den Visus nicht, müssen aber von membranähnlichen Einschlüssen differenziert werden, die mit einer Ablösung der Netzhaut einhergehen (Barnett et al. 1998). Sie kommen bei Pferden über 12 Jahren mit einer Häufigkeit von 90 % vor (Jurrat 1997). Im Ultraschallbild erscheinen diese Membranen je nach Ausdehnung als vielfältige, variable, mittelgradig echogene Linien im Glaskörper (Wilkie et al. 1997).

In Folge von **entzündlichen Erkrankungen** (vordere Uveitis) und Traumata des hinteren Augenabschnittes kann es zur Verteilung zusammengeballter Zellabfälle (Detritus) im ganzen Glaskörper kommen (Barnett et al. 1998). Pathologische Trübungen entstehen fast regelmäßig im Zusammenhang mit intraokulären Entzündungsprozessen (Schmidt 1999). Eine generalisierte diffuse Glaskörpertrübung tritt häufig im Zusammenhang mit einer equinen rezidivierenden Uveitis auf. An der Bildung dieser Trübung sind mehrere Zelltypen beteiligt: fibröse Astrozyten, Fibrozyten, Myofibroblasten, Makrophagen, verschiedene Entzündungszellen und Hyalozyten. Diese Zelltypen sind an der Produktion der kollagenen Glaskörpertrübungen beteiligt, die letztlich zu einer Netzhautablösung führen können (Werry et al. 1992).

Glaskörpertrübungen und –einlagerungen, die größer als feinste staubkornartige Einlagerungen sind, werden als sog. Mouches volantes bezeichnet (Gerhards 2003). Laut Mettenleiter (1995b) können sie das Sehvermögen der Pferde in erheblichen Maße stören. Schmidt (1999) weist darauf hin, dass sich diese beweglichen Partikel besonders zahlreich hinter der Linse im vorderen Glaskörper ansammeln, und dass das Sehvermögen nicht nachteilig beeinflusst wird. Veränderungen im Glaskörper sind echographisch auch schon im Anfangsstadium leicht zu erkennen. Sie erscheinen als mittelgradig bis stark echogene Linien oder Punkte auf dem Monitor (Mettenleiter 1995b).

Als **Glaskörperabhebung** (posterior vitreus detachment = PVD) wird die Loslösung des hinteren Glaskörperbereiches von der Retina verstanden. Die hintere Glaskörpermembran hebt sich in Folge einer Glaskörperverflüssigung, welche z. B. nach Trauma, Entzündung des hinteren inneren Auges oder altersbedingt auftritt, ab. Es kommt zur Zerstörung des Glaskörpergerüsts, wo zwischen erhaltenen Glaskörperbereichen flüssigkeitsgefüllte Lakunen entstehen. Dadurch, dass der hintere Glaskörperbereich nicht mehr gegen den Augenhintergrund drückt, kann es zur Netzhautablösung kommen. Diese Abhebung stellt sich im Ultraschallbild als mehrfach gekrümmte Linie ohne Kontakt zur Papillenregion dar (Mettenleiter 1995b). Von Williams et al. (1995) wird die Glaskörperabhebung als echoarme, sehr feine Linie, ohne Kontakt zum Fundus, beschrieben. Der Ursprung der Linie ist im Gegensatz zur Netzhautablösung nicht zwingend an der Sehnervenpapille. Gevelhoff (1996) konnte bei Bulbusbewegungen ein Nachschwingen der PVD beobachten.

Eine **Persistenz** der **Arteria hyaloidea** ist bei adulten Pferden ein relativ seltener Befund. Bei neugeborenen Fohlen können atrophierende Überreste der hyaloiden Gefäße häufig gefunden werden. Die Rückbildung ist in der Regel nach 6- 9 Monaten abgeschlossen (Barnett et al. 1998) und hat keine klinische Relevanz (Wollanke et al. 2003). Die Gefäße besitzen eine feine, wurmförmige Struktur und ziehen vom axialen Bereich der hinteren Linsenkapsel zur Sehnervenpapille (Barnett et al. 1998). Sonographisch stellt sich die Arteria hyaloidea persistens als dünner, echogener Strang zwischen Linsenrückfläche und Papilla optica dar (Gevelhoff 1996).

Sowohl die **asteroide Hyalose** (Sternhimmel- Phänomen) als auch die **Synchysis scintillans** (Schneefall- Phänomen) ergeben sehr deutliche sonographische Befunde (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Bei ersterer handelt es sich um einen degenerativen Prozess des Glaskörpers, bei dem das Auftreten von unzähligen, winzigen, sphärischen, opaken kleinen Trübungen charakteristisch ist. Sie haben eine Größe

von ca. 0,03- 0,1 mm (Leon 1988). Diese kleinen Körperchen sind undulierend beweglich und können bei axialer Konzentration den Visus stören (Schäffer 1999). Es handelt sich hierbei um Kalzium- Lipid- Verbindungen, die sich im Ultraschallbild stark echogen und größer als in Wirklichkeit darstellen (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Sie dürfen nicht mit dem „Rauschen“ verwechselt werden, sie bleiben auch noch bei abgesehenem Tiefenausgleich bestehen (Wilkie et al. 1997).

Bei der **Synchysis scintillans** finden sich in verflüssigten Glaskörperarealen stark lichtbrechende Cholesterinkristalle, die sich im Sinne eines „Schneefall- Phänomens“ im bewegten Auge aufwirbeln und im stillstehenden Auge wieder absetzen (Schäffer 1999). Der Befund ist selten bei älteren Pferden zu sehen und geht gewöhnlich mit einer senilen Retinopathie einher (Barnett et al. 1998). Das „Schneefall- Phänomen“ kann auch im Ultraschallbild nachvollzogen werden (Poulsen Nautrup et al. 2001e), es muss allerdings auch hier auf die Verwechslung mit Artefakten infolge zu intensiver Tiefenausgleichverstärkung geachtet werden (Williams et al. 1995).

Wegen ihrer in der Regel hohen Schalldichte sind **Fremdkörper** im Glaskörperaum sonographisch gut zu erkennen (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Die Darstellbarkeit wird allerdings von verschiedenen Faktoren, wie Material, Größe, Lage, Oberflächenstruktur und Schallkopfauflösungsvermögen beeinflusst (Jurrat 1997). Fremdkörper sind nur ab einer bestimmten Mindestgröße zu erkennen, bei Metall ca. 0,3 mm Durchmesser (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Vor allem metallische Fremdkörper sind sicher sonographisch zu erkennen, da sie eine stark echogene Struktur aufweisen und daraus resultierend im sonographischen Bild einen großen Schallschatten produzieren (Mettenleiter 1995b). Eine raue Oberfläche ergibt ein schlechteres Echo, als eine glatte (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Außerdem muss der Fremdkörper am besten senkrecht zu den Schallstrahlen liegen, weil sonst die Abbildung verhindert werden kann. Die meisten Fremdkörper sind echoreich und verursachen ein deutliches Echo und einen deutlichen Schallschatten. Kleine Gasmengen rufen kometenschweifähnliche Artefakte hervor, große Mengen erscheinen eher knochen- oder metallartig (Mettenleiter 1995b). Von Gevelhoff (1996) wurden experimentelle Studien mit verschiedenen Fremdkörpern durchgeführt. Sie stellt mittels Ultraschall einen metallischen, einen gläsernen und einen hölzernen Fremdkörper im Glaskörper dar. Die Fremdkörper aus Glas und Metall lösen neben Wiederhall- Artefakten auch Schallschatten im Bereich des Augenhintergrundes und des Retrobulbärraumes aus. Ein Holzzahnstocher verursacht keine multiplen Signale, aber einen Schallschatten.

Neoplastische Zellen im Glaskörper stammen entweder von Neoplasien der Chorioidea oder des Ziliarkörpers, die abgestoßen wurden. Diese Zellen können den Glaskörper infiltrieren und sollten differentialdiagnostisch bei zellulären Trübungen in Betracht gezogen werden. Tumore der Pars plana können ultrasonographisch entdeckt werden (Barnett et al. 1998). Bisher liegen keine Veröffentlichungen über eine Darstellbarkeit mittels Ultraschall vor.

B.5.6. Augenhintergrund

Die **Netzhautablösung** (retinal detachment; ablatio retinae) stellt in ihren verschiedenen Formen keine pathologische Einheit dar, sondern einen durch verschiedene Ursachen hervorgerufenen morphologischen Status (Schäffer 1999). Man unterscheidet eine partielle von einer kompletten Ablösung (ablatio retinae partialis s. totalis) (Mätz-Rensing et al. 1996) und nach der Ursache ihrer Entstehung eine primäre oder sekundäre. Bei der totalen bleibt die Netzhaut nur an zwei Punkten fixiert: der Ora serrata und an der Sehnervenpapille. Die primäre Form ist fast immer eine Begleiterkrankung in Form kolobomartiger Fundusveränderung, die als erbliche Defekte auftreten (Schmidt 1988). Die sekundäre Form ist Folge einer Fibrose des peripheren Glaskörpers, die durch eine Entzündung des hinteren Segments verursacht wird. Die Genese kann traumatisch oder immunologisch sein (Barnett et al. 1998). Beim Pferd tritt eine Netzhautablösung am häufigsten im Zusammenhang mit einer akuten oder chronischen Chorioiditis oder der equinen rezidivierenden Uveitis auf (Mätz-Rensing et al. 1996). Adhäsionen innerhalb des Glaskörperkortex nach einer Entzündung oder zyklische Membranen im vorderen Glaskörper üben Zug auf die hintere Membrana hyaloidea aus und führen zu einer Ablösung der darunterliegenden Retina entlang des subretinalen Raums. Das Resultat sind dichte, weiße, eingefaltete Membranen aus Glaskörperkortex und Retina, die sich frei im verflüssigten Glaskörper bewegen (Barnett et al. 1998).

Das typische sonographische Bild wird von verschiedenen Autoren unterschiedlich veranschaulicht. So beschreiben Williams et al. (1995), Wilkie et al. (1997) und Whitcomb (2002) eine ablatio retinae als „möwenflügelartige“ Erscheinung. Mettenleiter (1995b) spricht von einem gleichschenkligen Dreieck. Von Barr (1992), Jurrat (1997) und Poulsen Nautrup (2001e) wird das Bild als V-förmig bezeichnet. Die Linien stellen sich im Ultraschallbild als echogene, bewegliche lineare Strukturen dar, die meistens an der Papille befestigt sind und zur Ora serrata hinziehen (Dziezyc et al. 1988; Williams et al. 1995; Wilkie et al. 1997; Whitcomb 2002). Bei einer partiellen ablatio retinae ist die Netzhaut nur teilweise separiert. Bei

hochgradigen Netzhautablösungen kann es vorkommen, dass die Netzhaut auch im Bereich der Ora serrata abreißt und sich dann im Ultraschallbild als separierte Netzhaut mit Faltenbildung darstellt (Williams et al. 1995). Während frische Netzhautablösungen bei Augenbewegungen undulierende Nachbewegungen auf dem Bildschirm zeigen, fehlen diese bei alter Ablösung mit verschwarteter Netzhaut völlig (Rochels 1986). Miller (1991) weist darauf hin, dass ältere Netzhautablösungen aufgrund ihrer dystrophischen Verkalkung im Ultraschallbild wesentlich echoreicher wirken. Jurrat (1997) weist ebenfalls auf diese Veränderungen hin. Mit zunehmender Dauer der Ablösung sind echographische Veränderungen in Form von scheinbar zunehmender Netzhautdicke bei Abnahme der Nachbewegung und Einengung des Netzhauttrichters zu beobachten.

Differentialdiagnostisch müssen hintere Glaskörperabhebungen und entzündliche Einlagerungen abgegrenzt werden. Grundsätzlich ist das Echo der Glaskörperbegrenzung nicht von dem der abgelösten Netzhaut zu unterscheiden. Bei der Glaskörperabhebung fehlt allerdings die für die Netzhautablösung typische Anheftung der Membranen an der Eintrittsstelle des Sehnerven in den Bulbus (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Gegenüber anderen Membranstrukturen besitzt die Netzhaut eine relativ starke Echogenität (Mettenleiter 1995b), des Weiteren zeigen entzündliche Einlagerungen eine höhere Beweglichkeit im bewegten Bild.

Retinale Neoplasien sind bei Pferden selten, es sind meistens Tumore, die von den Gliazellen ausgehen. Ophthalmoskopisch sind sie als einzelne, dichte, pinkfarbene oder weiße, vorstehende Veränderungen, die an den Papillenrand angrenzen, zu erkennen. Es ist nicht erwiesen, dass diese Zubildungen progressiv sind. **Melanome** der **Chorioidea** sind ebenfalls selten (Wilkie et al. 1997) und erscheinen als pigmentierte Zubildungen im Glaskörperraum. Mittels der Ultraschalluntersuchung kann der Tumor lokalisiert und das Ausmaß bestimmt werden. Außerdem können chorioidale Metastasen eines malignen Lymphoms auftreten (Barnett et al. 1998). Generell neigen okuläre Tumore dazu sich im Ultraschallbild echogen und mit einer runden Hülle darzustellen (Penninck et al. 2001).

Zu den **Neoplasien** des **Sehnervs** gehört das Astrozytom der Sehnervenpapille. Der Tumor ist ein nicht progressiver, kleiner, umschriebener, pendelnder Knoten, der von der Papillenperipherie ausgeht. Weiter sind Medulloepitheliome und Neuroepitheliome beschrieben worden, die allerdings selten eine Erblindung verursachen. Die Tumore treten typischerweise bei jungen Pferden auf und können einen Exophthalmus

verursachen. Die Ultraschalluntersuchung kann hier ebenfalls hilfreich sein, um die Ausdehnung des Tumors zu begutachten (Barnett et al. 1998).

B.5.7. Größenveränderungen des Bulbus

Eine **Phthisis bulbi** ist ein verkleinerter Augapfel, der oft nach Trauma oder nach hochgradiger innerer Augenentzündung auftritt (Barnett et al. 1998). Sie ist, neben der Schrumpfung, vor allem durch Desorganisation und narbigen Ersatz der intraokularen Inhalte charakterisiert. Die Sklera ist dabei schrumpfungsbedingt verdickt und unregelmäßig konfiguriert (Schäffer 1999). Die hypotoniebedingte Schrumpfung des Augapfels ist ebenfalls sonographisch darzustellen. Charakteristisch ist die Verkleinerung des Bulbusdurchmessers, die Verformung des Augapfels und die Zunahme der Bulbuswandstärke (Mettenleiter 1995b).

Unter **Mikrophthalmus** versteht man einen angeborenen zu kleinen Bulbus, der ein- oder beidseitig auftreten kann, wobei die Bulbi sehr klein oder kaum erkennbar sein können (Wollanke et al. 2003). Der Schweregrad eines Mikrophthalmus variiert sehr beträchtlich von einem normal erscheinenden und sehtüchtigen Auge bis hin zu einer kleinen Zyste in der Orbita. In sehr extremen Fällen kann ein Mikrophthalmus mit einem Anophthalmus verwechselt werden. In schweren Fällen kann ein Mikrophthalmus von anderen kongenitalen Anomalien begleitet sein, z. B. von einer Katarakt und von Kolobomen (angeborene Spaltbildung) (Barnett et al. 1998). Die Ultraschalluntersuchung kann zur Vermessung des Bulbus herangezogen werden (Wilkie et al. 1997). Bei einseitigem Auftreten sollte das gesund erscheinende Auge gemessen werden, um festzustellen, ob es in den Grenzen der normalen Bulbusgrößen liegt (Barnett et al. 1998). Genaue Angaben zu den verschiedenen Dimensionen am Auge des Pferde finden sich bei Rogers et al. (1986), Mettenleiter (1995a), Williams et al. (1995), Gevelhoff (1996) und Wilkie et al. (1997).

Als **Glaukom** wird generell ein erhöhter pathologischer Augeninnendruck bezeichnet (Gerhards 2003), wobei man zwischen einer angeborenen und einer erworbenen Glaukomform unterscheidet. Das angeborene Glaukom bezeichnet man als Buphthalmus und tritt in Verbindung mit einer Aplasie oder Dysgenese des Kammerwinkels sporadisch bei neugeborenen Fohlen auf. Das primäre Glaukom ist beim Pferd sehr selten und ist eine Folge einer primären Anomalie des Kammerwasserabflusses (Barnett et al. 1998). Meist handelt es sich beim Pferd um ein sekundäres Glaukom, welches meistens Folge einer Uveitis oder uvealer Traumatisierung ist (Schmidt 1999). Es können ein oder mehrere pathophysiologische Mechanismen an

der Verlegung des Kammerwasserabflusses beteiligt sein. Kommt es zu einem Hydrophthalmus, kann dieser sonographisch ausgemessen werden. Wo es angemessen ist, sollte ein Größenvergleich mit dem jeweils anderen Auge erfolgen (Barnett et al. 1998). Das Erkrankungsbild des Glaukoms führt zu einer signifikanten Zunahme der Bulbuslänge und zu einer Verkleinerung der Vorderkammertiefe (Mettenleiter 1995b). Read et al. (1995) berichten über zwei Glaukomfälle beim Pferd, bei denen sowohl die ultrasonographische Untersuchung als auch die anschließende Applanationstonometrie ein Glaukom bestätigen.

C. Material und Methode

C.1. Patientengut

Für die vorliegende Arbeit wurden im Zeitraum vom 16.12.2002 bis zum 01.08.2003 die Augen von 75 Pferden mittels hochauflösender Sonographie untersucht. Es handelte sich um Augenpatienten, die ambulant oder stationär in der Pferdeabteilung der Chirurgischen und Medizinischen Tierklinik der Universität München vorgestellt und behandelt wurden. Bei einem Großteil der Pferde bestand eine Indikation zur Sonographie, wobei bei zwei Pferden verschiedene Messungen des gesunden Auges durchgeführt wurden. In den meisten Fällen wurde das andere Auge zu Vergleichszwecken mituntersucht.

Das Alter der Pferde lag zwischen 1 Jahr und 21 Jahren. Von diesen Pferden waren 29 Stuten, 15 Hengste und 31 Wallache. Der größte Teil der Pferde waren Warmblüter folgender Zuchtgebiete: Hannover; Sachsen; Oldenburg; Bayern; Tschechien; Württemberg; Rheinland; Holstein; Sachsen- Anhalt; Österreich und Polen. Des Weiteren waren sechs Araber; sechs Isländer; vier Friesen; drei Quarter- Horse; drei deutsche Reitponys; drei Vollblüter; ein Welsh- Pony; ein Traber; ein Lipizzaner und ein Karbadiner in die Untersuchung mit eingeschlossen.

C.2. Untersuchungsmethode

C.2.1. Allgemeinuntersuchung

Es wurden alle Pferde zuerst einer gründlichen Allgemeinuntersuchung nach folgendem Schema unterzogen:

1. Habitus
2. Haltung
3. Verhalten
4. Ernährungszustand
5. Pflegezustand
6. Atmung
7. Puls
8. Temperatur

9. Lnn. mandibulares
10. Maul- und Konjunktivalschleimhäute, kapilläre Füllungszeit
11. Husten, auslösbar oder spontan
12. Nasenausfluss
13. Allgemeinbefinden

C.2.2. Ophthalmologische Untersuchung

Nach der gründlichen Allgemeinuntersuchung folgte eine Augenuntersuchung nach dem Schema des Augenuntersuchungsbogens der Pferdeabteilung (Gerhards 1990):

1. Umgebung des Auges
2. Augenlider
3. Konjunktiven/ Nickhaut/ Sklera
4. Kornea
5. Vordere Augenkammer
6. Iris
7. Pupillenreaktion
8. Linse
9. Glaskörper
10. Papilla optica
11. RetinagesfäÙe
12. Tapetum lucidum
13. Tapetum nigrum
14. Augeninnendruck in mm Hg
15. sonstige Veränderungen

Bei hellem Raumlicht wurde eine sorgfältige Adspektion im Seitenvergleich beider Augen durchgeführt. Dabei wurde speziell auf eine Größenveränderung beider Bulbi, Veränderungen der Augenumgebung (Tränenspur, Haarverlust, evtl. auch verschmiertes Haarkleid im Bereich des medialen Karpalgelenkes), der Lider, der Sklera

und der Nickhaut geachtet. Eine Überprüfung der Sehfähigkeit erfolgte anhand der Reaktion auf Drohgebärden.

Im Anschluss daran wurde in einem abgedunkelten Raum mit Hilfe einer fokalen Lichtquelle („Hammerlampe“, Fa. Carl Zeiss) das Auge genauer untersucht. Dabei wurde auf die Transparenz, die Oberflächenbeschaffenheit und auf eventuelle Gefäßeinsprossungen der Kornea geachtet. Die vordere Augenkammer wurde auf fremden Inhalt wie zum Beispiel Fibrin und Blut überprüft. Die Tiefe der vorderen Augenkammer wurde durch den latero- medialen Lichteinfall durch das Auge bewertet. Die Iris wurde auf vordere und hintere Synechien sowie auf Farbveränderungen hin untersucht. Größe und Form der Pupille wurden betrachtet, die Pupillenreaktion auf Lichteinfall und die Linsenvorderfläche auf Trübungsbezirke. Verdächtige Stellen wurden mit Hilfe einer Kopfband- Lupe (Stereo Work Master 2.2x EMO) eingehender betrachtet. Ergaben sich Hinweise auf einen Hornhautdefekt, so wurde das Auge mit Fluoreszein (Fluoreszein SE THILO[®], Fa. Alcon) angefärbt.

Konnte eine Untersuchung des Glaskörpers und des Augenhintergrundes aufgrund einer vorliegenden Miosis nicht genau durchgeführt werden, wurde die Pupille mit einem Mydriatikum (Tropicamid, Mydriatikum Stulln[®], Fa. Pharma Stulln GmbH) weitgestellt.

Um nach eingetretener Mydriasis die Linse, den Glaskörper, den Augenhintergrund, insbesondere das Tapetum lucidum, das Tapetum nigrum, die Retinagefäße und die Sehnervenpapille genauer betrachten zu können, wurde mit einem „Paternoster“ – Ophthalmoskop (Fa. Carl Zeiss) sowohl eine direkte als auch eine indirekte Ophthalmoskopie durchgeführt. Dabei wurde besonders auf Linsenanomalien, Katarakt, Lageveränderungen der Linse, Glaskörperverflüssigungen und Netzhautablösungen geachtet. Bei Verdacht auf ein Glaukom (Hornhautödem, Hydrophthalmus) wurde nach Applikation eines Lokalanästhetikums (Tetracainhydrochlorid, Ophtocain[®]-N, Fa. Dr. Winzer Pharma GmbH) der intraokulare Augen- druck mittels eines elektronischen Applanationstonometer (Tono- Pen XL[®], Fa. Medtronic Solan) gemessen. War der Augenhintergrund aufgrund einer Trübung der lichtbrechenden Medien nicht einsehbar und es sollte die Funktionalität der Retina abgeklärt werden, so wurde eine Elektroretinographie (ERG) durchgeführt. Das benutzte Messprogramm war Median/ Version 2.87 (Fa. Elcat GmbH, Wolfratshausen), die Photostimulation erfolgte mit einer Xenonlampe (Photostimulator, PS- 33 Plus, Fa. Grass Instrument Company, Kanada). Alle Befunde wurden in dem Augenunter- suchungsbogen schriftlich festgehalten.

C.2.3. Hilfsmittel und personeller Aufwand

Die Sonographie wurde bei 71 Pferden im Stehen durchgeführt. Lediglich zwei Pferde mussten aufgrund unruhigen Verhaltens und Abwehrbewegungen mit Romifidin (Sedivet® 0,04- 0,12 mg/kg KGW) sediert werden. Einem Pferd wurde eine Nasenbremse angelegt. Vier lagen für verschiedene Operationen in Seitenlage in Allgemeinnarkose. Die Pferde wurden durch eine intravenöse Injektion von Polamivet® (Levomethadon 0,075 mg/kg) und Xylazin 2 % (Xylazin 0,4 mg/kg) sediert. Die Einleitung der Narkose geschah durch eine Mischinfusion von fünfprozentiger Guaifenesinlösung (My 301® 200 mg/kg) mit Ketamin (Narketan® 10 2 mg/kg). Danach wurden die Pferde intubiert und die Narkose durch die Inhalation eines Isofluran- Lachgas- Sauerstoffgemisches aufrechterhalten. Aufgrund der Lagerung in Seitenlage, konnte in der Regel nur ein Auge untersucht werden.

Die sonographische Untersuchung fand in einem ruhigen und abdunkelbaren Raum statt. Die Pferde wurden nicht im Zwangsstand fixiert, sondern lediglich von einer erfahrenen Hilfsperson mit einem Strick am Halfter gehalten. Da das Ultraschallgerät nicht über einen Fußschalter verfügte, war eine weitere Hilfsperson für die Bedienung des Gerätes - insbesondere zur Datengewinnung - nötig. Die untersuchende Person hielt mit einer Hand Kontakt zum Halfter, um bei eventuellen Abwehrbewegungen besser reagieren zu können, die andere Hand hielt den Schallkopf. Bei einem sehr unruhigen Tier, das in der Box sehr ruhig war, hat es sich bewährt, die Untersuchung dort durchzuführen.

Alle Untersuchungen an lebenden Tieren wurden ohne Hilfe einer Vorlaufstrecke transpalpebral vorgenommen. Es erhielten nur die Pferde eine Oberflächenanästhesie der Kornea, die wegen Verdachts auf ein Glaukom, ohnehin ein Lokalanästhetikum ins Auge appliziert bekommen hatten. Leitungsanästhesien des Nervus auriculopalpebralis und des Nervus frontalis waren nicht erforderlich.

Um eine gute Ankopplung zwischen Auge und Ultraschallkopf zu bekommen, wurde handelsübliches Ultraschallgel (Aquasonic 100 Fa. Parker) verwendet. Dies wurde vor der Untersuchung sowohl auf das Oberlid als auch auf den Schallkopf aufgetragen. Wenn die Untersuchung länger dauerte und die Ankopplung schlechter wurde, musste erneut Ultraschallgel angewendet werden. Teilweise war es aus untersuchungstechnischen Gründen schwierig einen Ausgleich zwischen unebener Körperoberfläche, bedingt durch die Krümmung des Bulbus, und der geraden

Oberfläche des Schallkopfes zu bekommen. Es ließ sich dann oft nicht vermeiden, dass der Bulbus leicht eingedrückt wurde. Dies hatte natürlich vor allem Konsequenzen bei der Messung des Durchmessers der Augen, konnte aber in den meisten Fällen durch ausreichende Gelverwendung und somit einer guten Ankopplung vermieden werden. Es wurde stets darauf geachtet, dass das Gel nicht in das Auge gelangte. Nach den Untersuchungen wurden sowohl die Augen als auch der Ultraschallkopf sorgfältig vom Gel befreit. Die Säuberung erfolgte mit Zellstoff. Nach mehreren Untersuchungen wurde der Schallkopf mit einer milden Seifenlösung abgewaschen.

Die Untersuchungen an den drei exstirpierten Augen wurden unmittelbar im Anschluss durchgeführt. Dazu wurde der Bulbus mit physiologischer Kochsalzlösung von Blut befreit, die Augenlider und das dritte Augenlid abpräpariert und dann zur besseren Fixierung in einer Halbschale aus Technovit® (Fa. Heraeus Kulzer GmbH) eingebettet. Eine durch einen Einmalhandschuh geschützte Hand fixierte das Auge und die andere führte den Schallkopf. Zweck dieser Untersuchungen waren insbesondere der Vergleich zwischen direktem Aufsetzen des Schallkopfes auf die Kornea und transpalpebraler Methode, wie auch Messungen verschiedener Winkel und Parameter im Auge.

C.2.4. Ultraschallsystem und Schallkopf

Die Patientenaugen wurden mit der Ultraschallplattform SONOLINE® Omnia der Firma Siemens untersucht (Softwareversion 2.1). Bei dieser handelt es sich um ein flexibles, softwaregesteuertes und digitales Ultraschallsystem, welches für verschiedene Gebiete einsetzbar ist. An das Gerät lassen sich drei elektronische Array-Schallköpfe, ein mechanischer Sektor-Schallkopf und ein zusätzlicher CW-Doppler-Schallkopf anschließen.

Die im Realtime-Modus volldigital erstellten Bilder werden auf einem hochauflösenden Farbmonitor mit einer Bildschirmdiagonalen von 30 cm (13 Zoll) in 256 Graustufen wiedergegeben. Die Auflösung beträgt 512 x 512 Bildpunkte, wobei die dokumentierbare Bildgröße bei ebenfalls 512 x 512 Bildpunkten liegt. Das Gerät verfügt über eine sogenannte CINE-Funktion. In diesem Bildspeicher werden je nach Betriebsart entweder 127 Graustufenbilder oder 63 Farbbilder gespeichert. Diese Bilder sind in einer Art Video verfügbar, sobald das Gerät in den „Freeze“-Modus („Pause“) geschaltet wird. Zusätzlich kann mittels eines Vergrößerungs- oder „Zoom“-Modus ein einzelner Bildausschnitt auf das bis zu fünffache der Ausgangsgröße vergrößert

werden. Außerdem lassen sich Distanzmessungen bis zu einer minimalen Entfernung von 0,1 mm durchführen. Bei den Bildeinstellungen konnten des Weiteren noch die Eindringtiefe (je nach Frequenz des Schallkopfes von 2- 8 cm), Fokusposition (bis 4 Sendefokuszonen), Dynamikbereich (35- 66 dB) und die Bildbreite eingestellt werden.

Neben B- Mode bietet das Siemens SONOLINE® Omnia noch die Möglichkeiten Untersuchungen im Doppler- bzw. Power- Mode (Energie), A- Mode, M- Mode, 3D- Modus (3D Express™) und im Panoramic Imaging Modus (SieScape®- Bilddarstellung) durchzuführen. Da im Rahmen dieser Dissertation nur der B- Mode zur Anwendung kam, wird im folgenden auch nur auf diesen näher eingegangen.

Abbildung 7: Ultraschallsystem SONOLINE® Omnia der Firma Siemens



Als Schallkopf kam der VF 13 - 5 Linear Array von der Firma Siemens zum Einsatz. Der Mittelfrequenzbereich im B- Mode liegt bei 7 - 12 MHz. Es handelt sich hier um einen sogenannten Nahfeldschallkopf, mit dem Strukturen, die direkt an die Ankopplungsfläche grenzen, mit einer hohen Auflösung wiedergegeben werden können. Die maximale Auflösung beträgt bei -6dB 0,21 mm axial und 0,38 mm lateral. Hauptanwendungsbereiche des Schallkopfes sind Untersuchungen der Schilddrüse, der Hoden, der Milchdrüsen sowie auch bei orthopädischen Fragestellungen. Ebenso eignet sich der Schallkopf für die Darstellung von oberflächlichen Arterien, Nieren und auch des Abdomens. Die maximale Eindringtiefe liegt bei einer Frequenz von 8 MHz bei 80 mm, die minimale bei 12 MHz bei 20 mm. Die Auflagefläche beträgt 45 mm in der Länge und 9 mm in der Breite. Zur besseren Orientierung und immer gleichen Auflagerichtung verfügt der Schallkopf über zwei Markierungen, wobei die Seite der Markierung auf dem Monitor immer links abgebildet wird. Bei horizontalen Schnitten des Auges wurde die Vertiefung immer in nasaler Richtung gehalten, somit liegt der nasale Bereich des Auges auf dem Monitor immer links. Bei einem sagittalen Schnitt wurde die Markierung nach dorsal gehalten, also bildete sich der dorsale Abschnitt des Auges auch wieder links auf dem Monitor ab.

Abbildung 8: Der verwendete Linear Array Schallkopf VF 13 - 5



Das Ultraschallsystem SONOLINE[®] Omnia entspricht hinsichtlich der Sicherheit und der abgegebenen Schallleistung den Normen des American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM) und der National Electrical Manufacturer`s Association (NEMA) sowie den Richtlinien der International Electrotechnical Commission (IEC).

C.2.5. Bilddokumentation

Als Dokumentationsmedien können sowohl ein Schwarzweiß- Videodrucker (Mitsubishi P 91), ein Farb- Videodrucker (Mitsubishi CP 700), ein Videorekorder (optional), als auch ein magneto- optisches Diskettenlaufwerk (**Magneto Optical Disc, MOD**) verwendet werden. Die MOD`s kamen im Rahmen dieser Dissertation zur Anwendung. Das System unterstützt das Dateiformat Tagged Image Format (TIF) und Bitmap (BMP), wobei in dieser Arbeit das „TIF“- Format verwendet wurde. Die Bilder wurden dann von der „MOD“ auf einen auf Windows[®] basierenden Personal-Computer transferiert und dann auf eine handelsübliche CD- ROM gebrannt. Im „TIF“- Format hatte eine Datei eine Größe von ca. 257 KB. Man hatte somit später die Möglichkeit die Bilder auf jeden PC zu transferieren und mit handelsüblichen Grafikprogrammen zu bearbeiten. Gerätetechnisch bedingte Artefakte wurden bei dieser Arbeit mit der Software von Adobe[®] Photoshop[®] (Version 5.0 LE) abgeschwächt. Das Programm lieferte ebenfalls die Möglichkeit den Namen des Pferdes und den des Besitzers zu entfernen.

Zur Dokumentation einzelner makroskopischer Befunde diente eine Digitalkamera der Firma Fuji (MX- 2700, 32 MB Smart Media Karte) mit 2,3 Mega Pixeln. Die Daten wurden mittels eines „Smart Media“- Kartenlesegerätes auf ein Notebook der Firma Gericom (Silver Seraph) transferiert und konnten dann gegebenenfalls mit der Software Adobe[®] Photoshop[®] (Version 5.0 LE) nachbearbeitet werden.

C.2.6. Sonographische Untersuchung

Nach Einschalten des Gerätes wurden als erstes Besitzernamen, Tiername, Geburtsdatum und Geschlecht eingegeben. Es war sonst gerätetechnisch nicht möglich die Bilder auf einer MOD zu speichern. Datum und Uhrzeit speicherte das Gerät nach Drücken der Freeze- Taste automatisch. Im Anschluss wurde noch der jeweilige Bulbus mit „OS“ (Oculus sinister) oder „OD“ (Oculus dexter) gekennzeichnet und gegebenenfalls sonstige Abnormalitäten und Bemerkungen im Bild dokumentiert. Es musste ebenfalls darauf geachtet werden, dass sich das Gerät im „Preset“- Menu „Auge“ befand. Diese vordefinierten Menus erlauben das schnelle Wechseln zwischen verschiedenen Grundeinstellungen (Abdomen; Orthopädie etc.). Um sich

einen guten Überblick über den ganzen Bulbus zu verschaffen, wurde die Untersuchung bei horizontaler Schnittrichtung mit einer Eindringtiefe von 50 mm bei 10 MHz bei mittlerer Fokusposition angefangen. Man sollte sich sowohl den Reflex der Linsenrückfläche als auch die Papille des Nervus opticus einstellen, um eine standardisierte Betrachtungsweise zu haben. Fielen etwaige Veränderungen auf, so wurde der Fokus auf diese fixiert und diese genauer untersucht. Dabei ist es wichtig, nicht nur aus der horizontalen Position zu schallen, sondern die Veränderung aus verschiedenen Richtungen zu untersuchen, da sich manche nur in einem bestimmten Schnittwinkel darstellen. War es möglich die Auffälligkeit mit einer Eindringtiefe von 40 mm zu untersuchen, so wurde die Frequenz auf 12 MHz gestellt.

Zur routinemäßigen Untersuchung der vorderen Bulbusabschnitte stellte man den Schallkopf auf 12 MHz und die Eindringtiefe zwischen 20 mm und 40 mm.

Lag der Verdacht eines Glaukoms vor und es sollte der Augeninnendurchmesser vermessen werden, hat es sich gezeigt, dass es sinnvoll ist sowohl einen horizontalen als auch einen sagittalen Schnitt durch das Auge zu machen, um dann einen Mittelwert zu erstellen. Dabei hat es sich als ratsam erwiesen sich sowohl die Linsenrückfläche als auch die Papille des Nervus opticus einzustellen und dann die Messmarke von der Kornea durch den Linsenreflex bis zur Papille zu legen. Man erhält so standardisierte Messwerte. Es wurde immer das andere Auge zum Vergleich mit vermessen.

Zur Auswertung geeignete Bilder wurden eingefroren. Gegebenfalls erfolgte vor dem Sicherungsvorgang auf MOD das Ausmessen einer bestimmten Struktur sowie die Vergrößerung eines Bildausschnittes mit der geräteinternen Zoom- Funktion.

C.2.7. Anfertigung eines makroskopischen Schnittes

Der makroskopische Schnitt durch ein Auge wurde mit Hilfe eines Kryoschnittverfahrens angefertigt. Das Auge wurde nach Exstirpation mit physiologischer Kochsalzlösung gereinigt und sauber frei präpariert, sofort eingefroren und in eine Glukoselösung eingebettet. Dieses geschah abschnittsweise über drei Nächte, um den Bulbus besser fixieren zu können. In der Glukose wurden Markierungen angelegt, damit man später erkennen konnte, auf welcher Seite in dem Glukoseblock nasal bzw. temporal ist. Im Anschluss wurde der Präparatblock an einer Bandsäge (Reich 149- FD), bei einer Umdrehung des Bandes von 1405/min, in ca. 2- 3 mm dicke Schichten zersägt. Ausgewählte Schnitte wurden abfotografiert und dann auf einem PC gespeichert.

D. Ergebnisse

D.1. Sonographische Untersuchung

Es wurden insgesamt 75 Pferde in die vorliegende Untersuchung einbezogen, davon zwei augengesunde und 73 mit pathologischen Veränderungen. Die Untersuchung der augengesunden erfolgte in Vollnarkose, wobei ebenfalls zwei Pferde aus der Gruppe mit den pathologischen Veränderungen in Vollnarkose untersucht wurden. Die restlichen 71 Pferde wurden lediglich im Stehen am Halfter fixiert. Zwei Pferde mussten aufgrund unruhigen Verhaltens sediert werden und einem Pferd wurde eine Nasenbremse angelegt. Die Prozedur wurde im allgemeinen sehr gut toleriert. Es traten im Anschluss an die Untersuchung keine ophthalmologischen Probleme auf.

Der Schallkopf wurde immer transpalpebral verwendet. Lediglich bei der Untersuchung der exstirpierten Bulbi wurde der Schallkopf zum Vergleich direkt auf die Kornea aufgesetzt. Dabei kam es bei der transpalpebralen Methode nicht zu größeren Bildqualitätsverlusten.

D.2. Sonographische Darstellung

D.2.1. Echographischer Normalbefund

Abbildung 9: Warmblut, Wallach, 8 Jahre, 12 MHz, gesundes Auge, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, TK: Traubenkörner, I: Iris, L: Linse

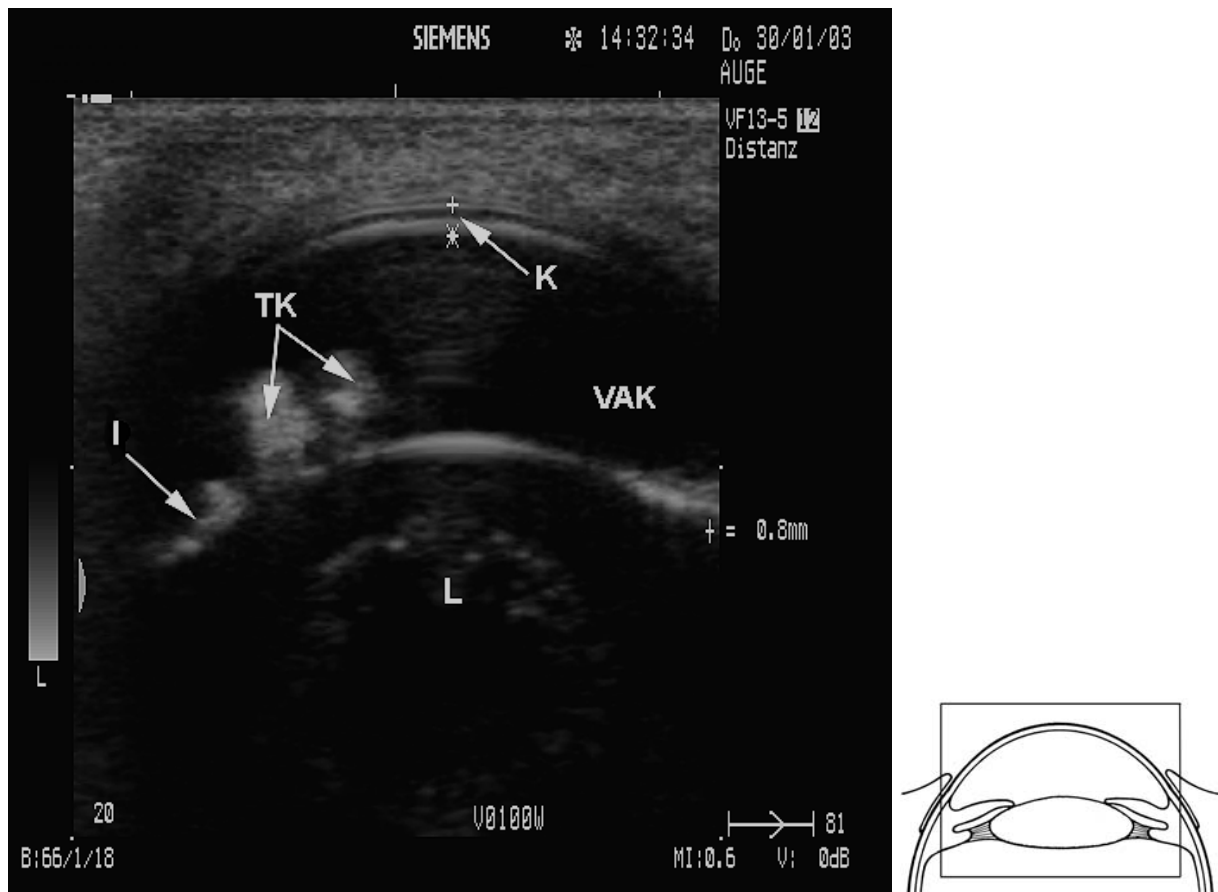


Abbildung 9 zeigt eine Übersicht über den vorderen Augenabschnitt eines unveränderten Pferdeauges. Auf der linken Seite des Ultraschallbildes befindet sich eine Größenskala, wobei ein Teilstrich einem Zentimeter entspricht. Die Skala variiert je nach eingestellter Eindringtiefe. Die weiß unterlegte Zahl oben rechts im Bild gibt jeweils die Frequenz in MHz an mit der die Untersuchung durchgeführt wurde. Auf der rechten Seite befindet sich ein Schema, das die Orientierung im Bild vereinfachen soll. Ist nichts anderes angegeben, entspricht die linke Seite des Ultraschallbildes dem nasalen Augenwinkel, die rechte dem temporalen. Oben ist immer schallkopfnah und unten schallkopffern.

Abbildung 10: Warmblut, Wallach, 8 Jahre, 10 MHz, gesundes Auge, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse, GK: Glaskörper, SN: Sehnerv

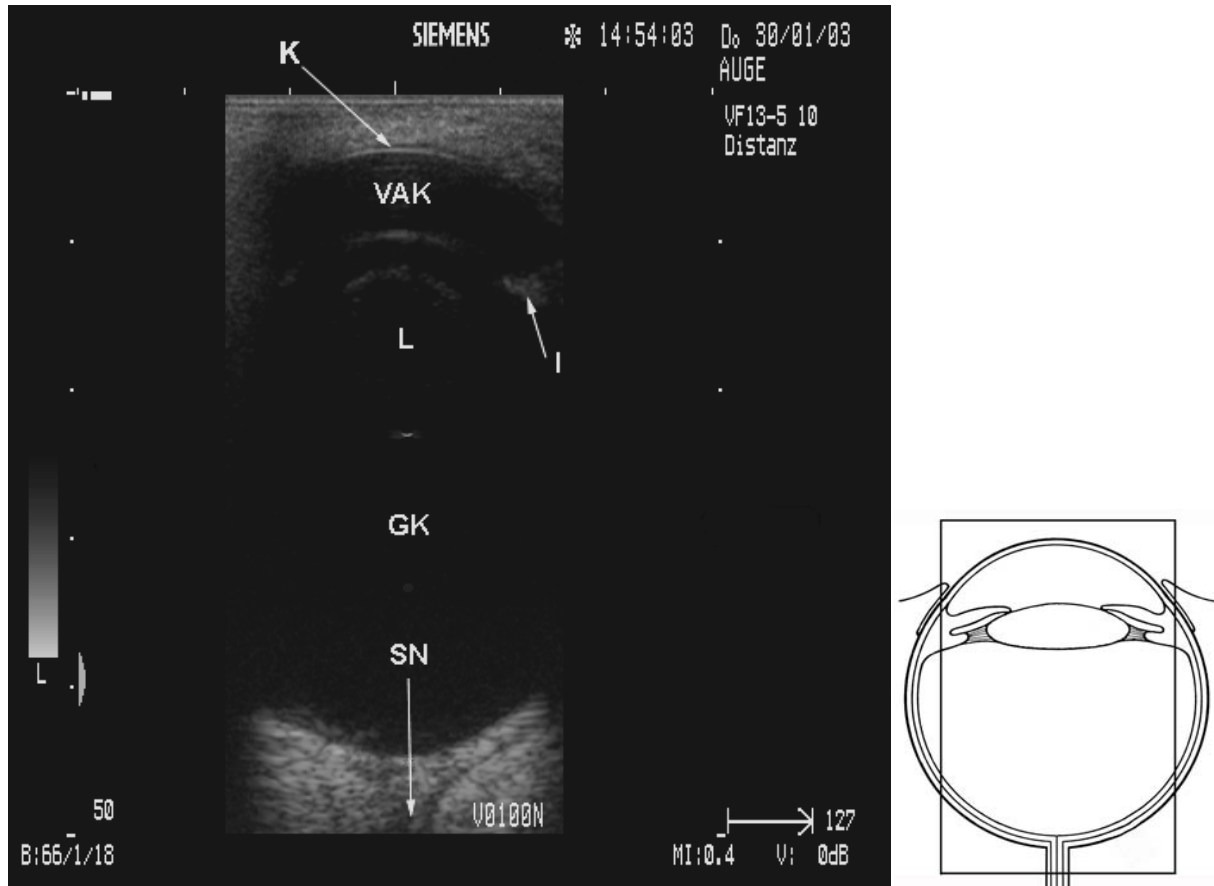


Abbildung 10 zeigt eine Übersicht über einen gesunden Bulbus. Es wurde hier mit einer Frequenz von 10 MHz geschallt, da sonst keine Eindringtiefe von 50 mm erreicht werden kann. Die Kornea stellt sich hier als konvexe, echogene Linie dar, wobei es sogar im perpendikularen Bereich möglich ist zwischen Epi- und Endothel zu unterscheiden, die sich echogen um das echoarme Stroma legen. Die vordere Augenkammer stellt sich im Anschluss an die Kornea als echofreier Raum dar. Von der Linse lässt sich lediglich die senkrecht getroffene Linsenvorderfläche und Hinterfläche darstellen. Erstere zeigt sich als konvexe, zweitere als konkave echogene Struktur. Die Iris lässt sich in der Übersicht je nach Schallrichtung als strichförmige echogene Struktur vor dem dreieckigen Ziliarkörper abgrenzen. An die Linsenrückfläche schließt sich der echofreie Glaskörper an. Dieser wird von einer echogenen Linie umschlossen, wobei sich Retina, Chorioidea und Sklera nicht voneinander abgrenzen lassen. Die Sklera grenzt sich vom retrobulbären Gewebe ab, da sich der Tenonsche Raum echoärmer darstellt.

Abbildung 11: Warmblut, Hengst, 1 Jahr, 12 MHz, gesundes Auge, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse, HAK: hintere Augenkammer

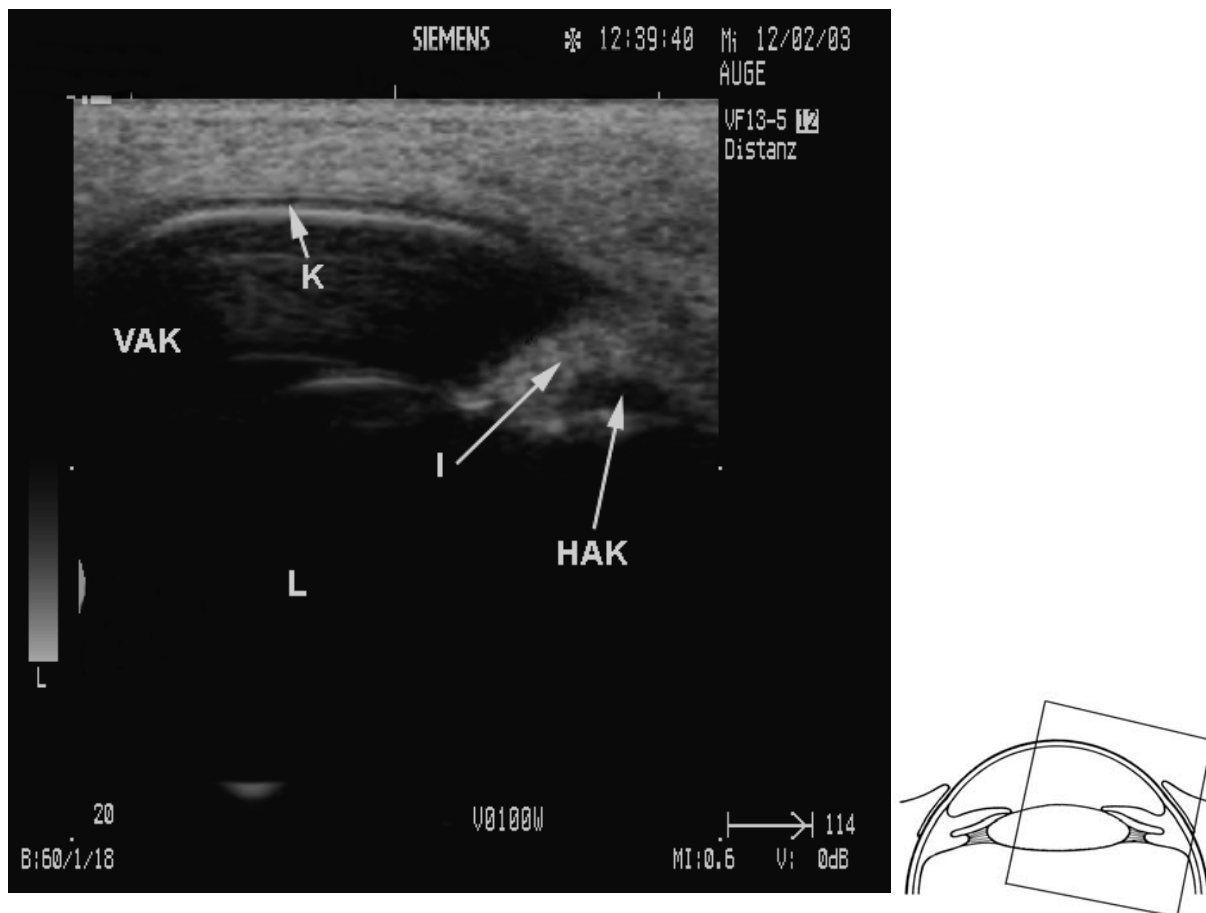


Abbildung 11 zeigt eine Übersicht über den temporalen Bereich des vorderen Augenabschnittes. Geschallt wurde hier mit einer Frequenz von 12 MHz, bei einer Eindringtiefe von 20 mm. An der Kornea lassen sich bei dieser Auflösung drei Strukturen differenzieren. Das Korneaepithel und das Endothel mit der Descemetschen Membran stellen sich als hochreflektive Linien dar. Das dazwischenliegende Stroma ist ein schwach- bis anechogenes Band von homogener Struktur. Die beiden Augenkammern stellen sich beim gesunden Auge echofrei dar. In der Vorderkammer finden sich oft Wiederholungsechos der hyperechogenen Korneastrukturen, die sich bei einem zu starken Anpressdruck des Schallkopfes noch verstärken. Die vordere Augenkammer erscheint abgeflacht. Die Iris stellt sich zwischen diesen beiden Kammern als mittelreflektive, geringgradig inhomogene Struktur dar. Sie steht mit ihrer Spitze in direktem Kontakt mit der Linsenvorderfläche. Der Ziliarkörper liegt unterhalb des Iriswurzelbereichs. Er weist eine niederreflektive, homogene Echostruktur auf. Die Zonulafasern stellen sich im physiologischen Zustand nicht dar.

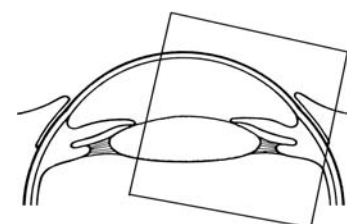
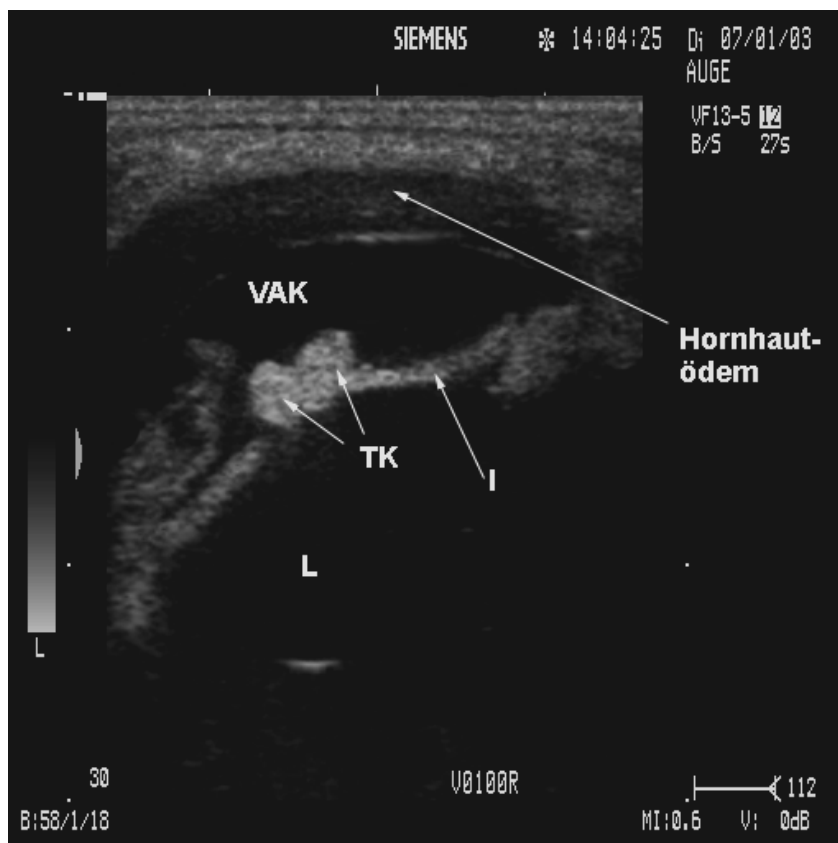
D.2.2. Pathologische Veränderungen

D.2.2.1 Kornea

Abbildung 12: Warmblut, Stute, 9 Jahre, Glaukom \Rightarrow Hornhautödem



Abbildung 13: Ultraschallbild des obigen Pferdes, OS, 12 MHz, Hornhautödem, VAK: vordere Augenkammer, TK: Traubenkörner, I: Iris, L: Linse



In Abbildung 12 ist ein Foto einer 9-jährigen Warmblut-Stute mit einem Glaukom zu sehen. Aufgrund des erhöhten Augeninnendrucks von 53 mm Hg kam es sekundär zu einem Hornhautödem. Die Hornhaut ist rauchig ödematös getrübt. Im Ultraschallbild in Abbildung 13 kann das Korneaödem dargestellt werden. Das Korneaepithel und Endothel stellen sich als hochreflektive Linien dar. Dazwischen liegt das anechogene und hier deutlich verdickte Stroma. Die Kornea ist hier auf 5 mm verdickt. In Folge des Glaukoms ist der linke Bulbus auf 41 mm im Vergleich zu 36 mm des rechten Bulbus vergrößert.

Abbildung 14: Friese, Hengst, 8 Jahre, OS, 12 MHz, Glaukom \Rightarrow Hornhautödem, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse

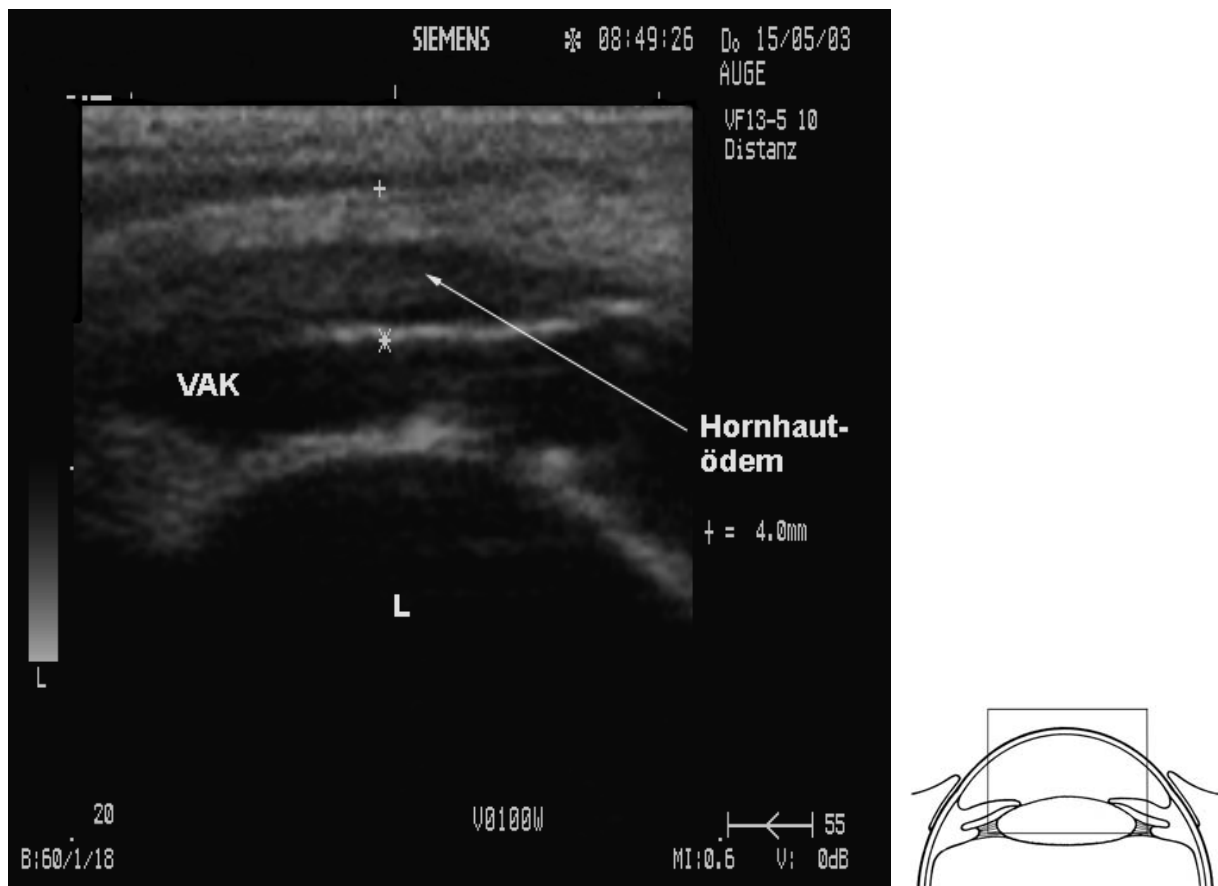


Abbildung 14 zeigt das Ultraschallbild des linken Auges eines 8-jährigen Friesen-Hengstes. Der Hengst litt unter einem Glaukom. Es ist das deutliche Hornhautödem zu sehen. Die Hornhaut ist auf 4 mm verdickt. Weiter scheint die vordere Linsenkapsel getrübt zu sein.

D.2.2.2 Vordere Augenkammer, Iris

Abbildung 15: Island Pony, Stute, 10 Jahre, OS, 10 MHz, Hyphäma, K: Kornea, GK: Glaskörper

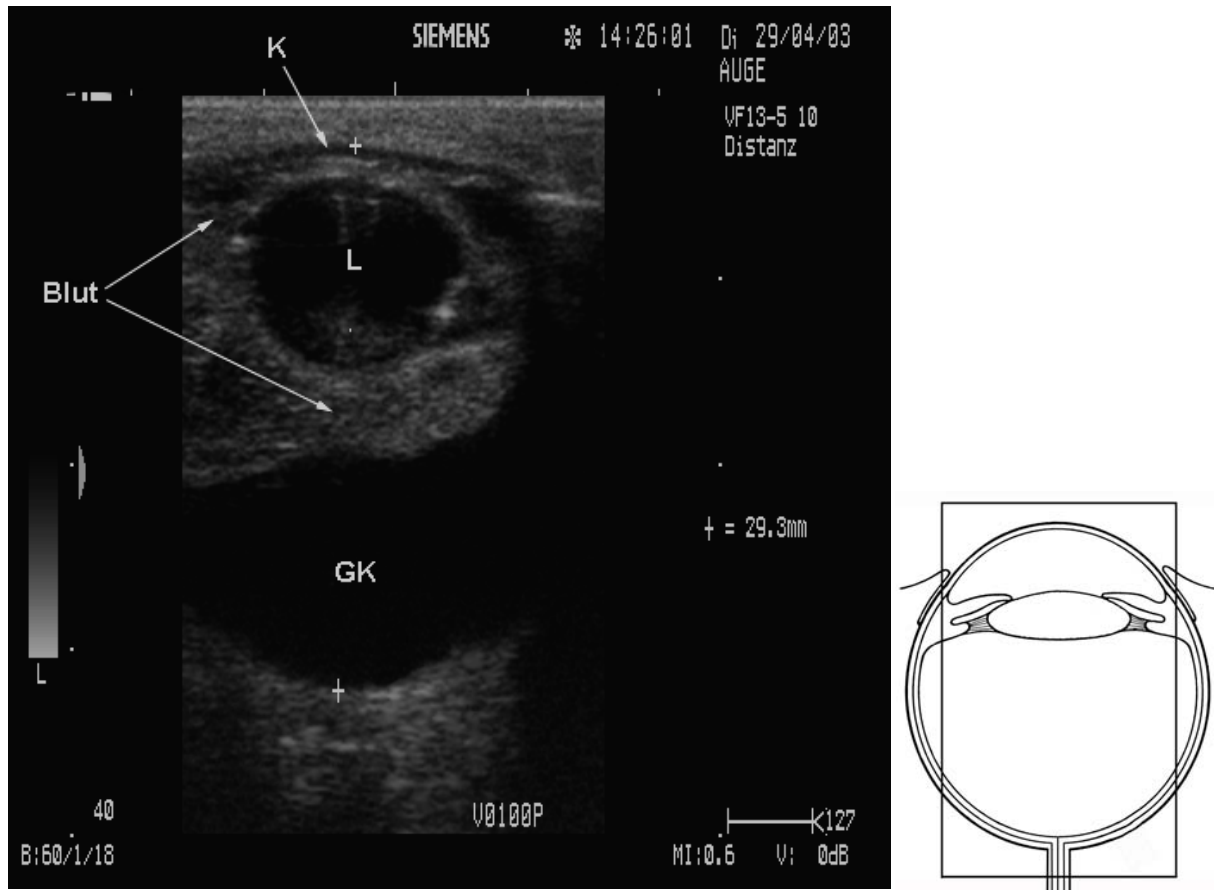
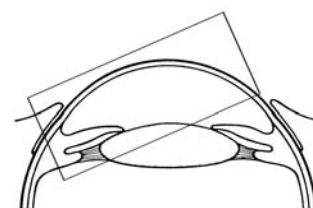
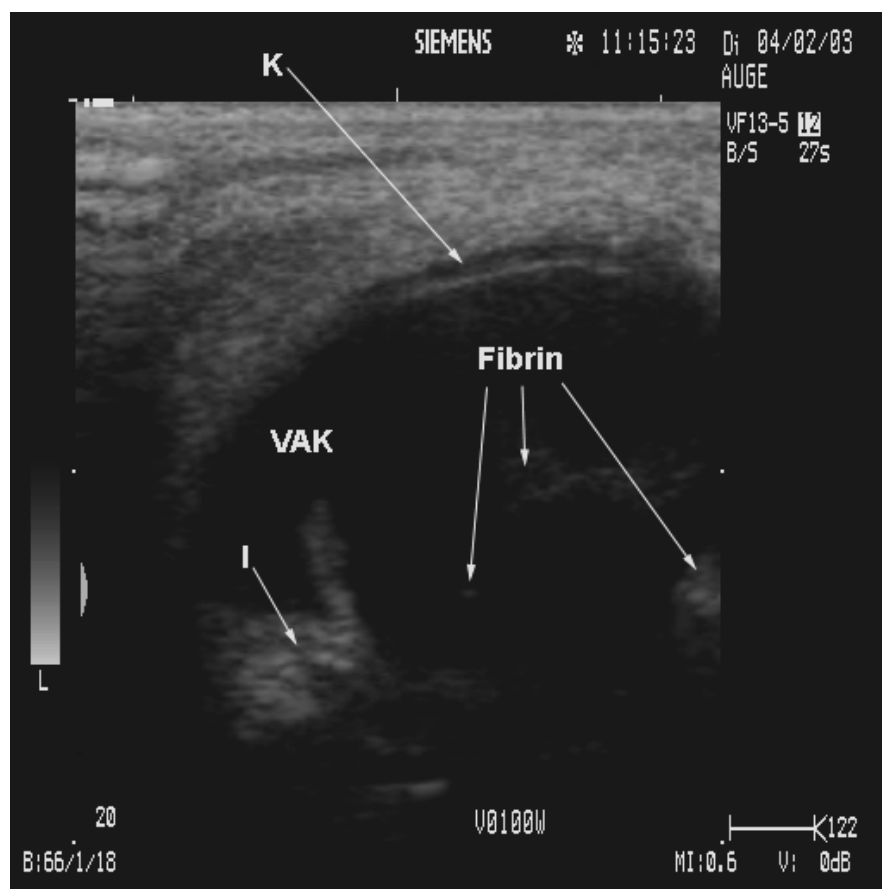


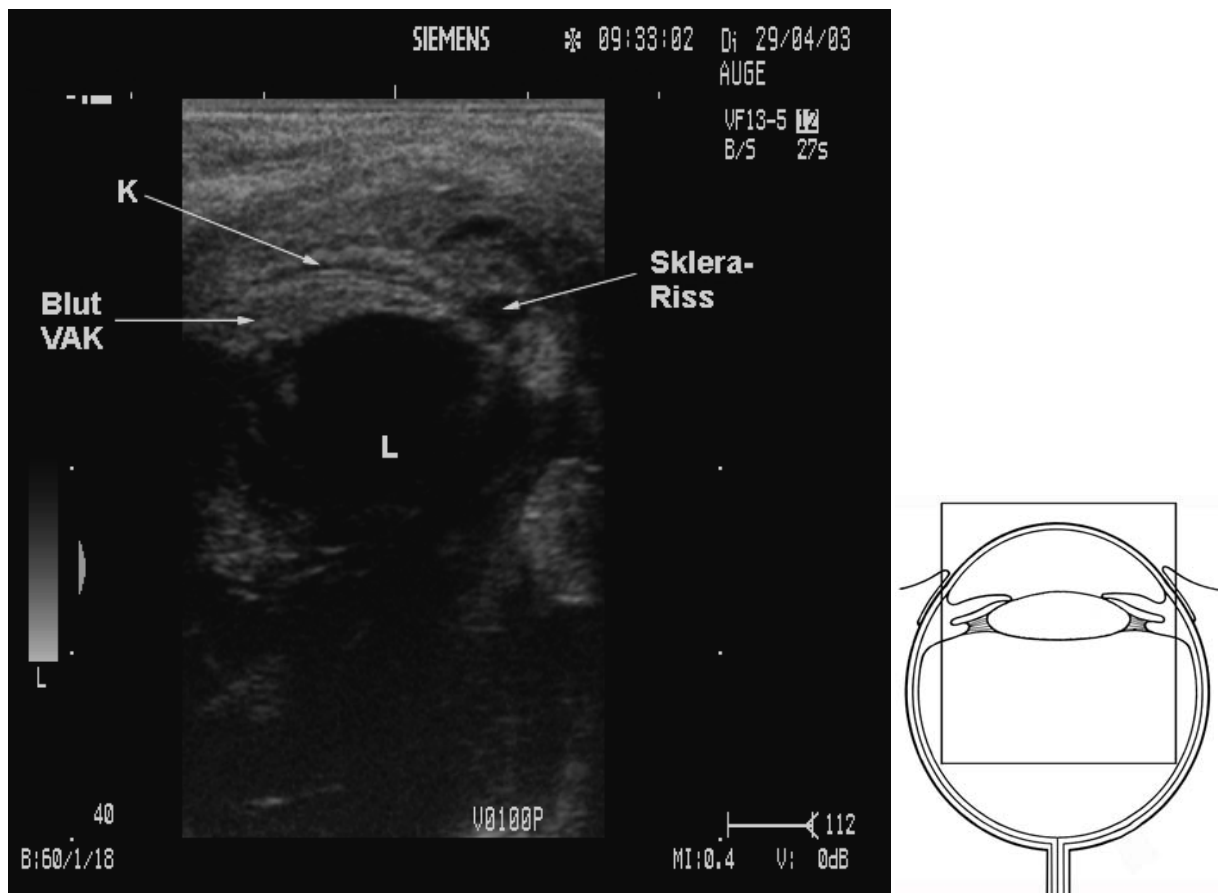
Abbildung 15 zeigt das Sonogramm des linken Auges einer 10 Jahre alten Island Pony- Stute. Die Stute litt seit längerem an equiner rezidivierender Uveitis. Infolge dessen erblindete das Auge und es kam immer wieder zu Einblutungen in die vordere Augenkammer. Im Ultraschallbild lässt sich deutlich eine Phthisis bulbi nachvollziehen. Die Größe des Augapfels beträgt nur noch 29,3 mm. Weiter ist die vordere Augenkammer abgeflacht und die Linse liegt fast direkt an der Kornea. Sie ist kataraktös. Die ganze Linsenkapsel stellt sich echogen dar. Die restliche vordere Augenkammer und Teile des Glaskörpers direkt hinter der Linse weisen Blutkoagula auf, die sich als unregelmäßige echogene Massen darstellen. Aufgrund von immer wiederkehrenden schmerzhaften Entzündungsschüben wurde der Augapfel mitsamt seinen Anhängen entfernt.

Abbildung 16: Warmblut, Stute, 4 Jahre, OS, 12 MHz, Hypopyon, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris



In Abbildung 16 ist ein Hypopyon einer 4-jährigen Warmblut-Stute des linken Auges zu sehen. In Folge einer equinen rezidivierenden Uveitis kam es zur Exsudation in die vordere Augenkammer. Im Sonogramm stellt sich der Erguss als hypoechoogene Masse in der vorderen Augenkammer dar.

Abbildung 17: Araber- Mix, Wallach, 8 Jahre, OS, 12 MHz, Hyphäma, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse

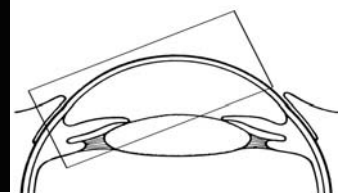
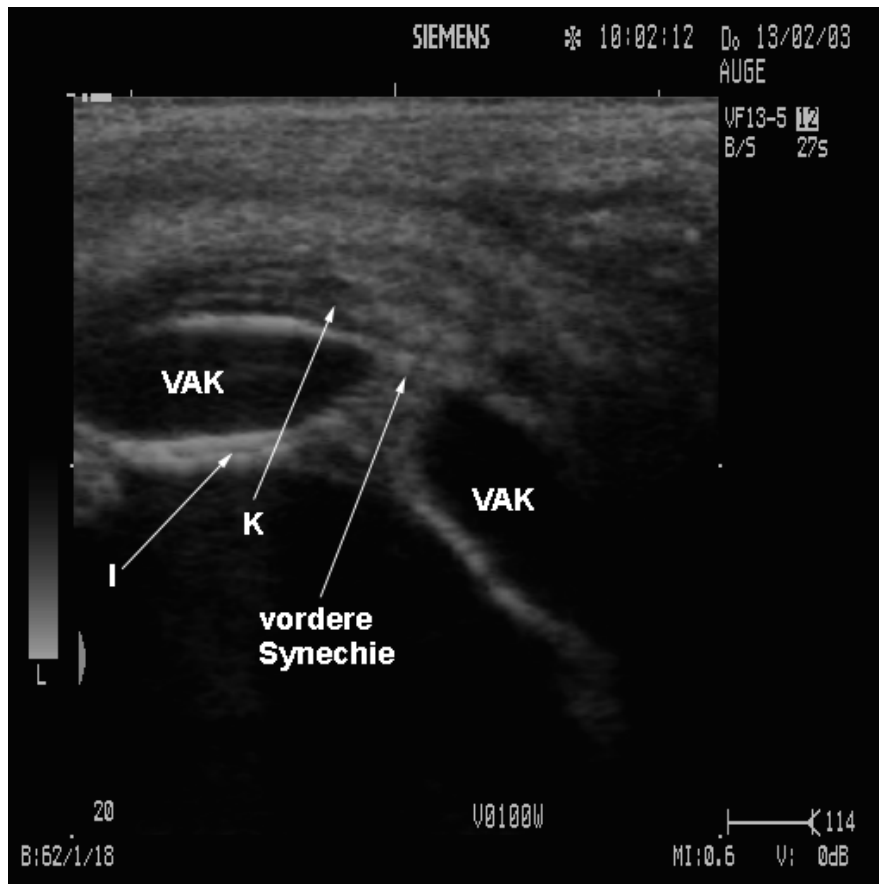


In Abbildung 17 ist das Ultraschallbild eines 8-jährigen Araber- Mix- Wallachs mit einem Riss der Sklera und einem Hyphäma zu sehen. Es handelt sich hier um das linke Auge, bei dem es infolge einer Schläges auf das Auge zur Einblutung aus dem Riss in die vordere Augenkammer gekommen ist. Der Riss stellt sich als anechogener Bereich zwischen der echogenen Sklera dar. Das Blutkoagulum in der vorderen Augenkammer ist als unregelmäßig echogene Masse zu erkennen.

Abbildung 18: Warmblut, Wallach, 6 Jahre, Hornhautulkus, vordere Synechie



Abbildung 19: Warmblut, Wallach, 6 Jahre, OD, 12 MHz, vordere Synechie, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris



In Abbildung 18 ist das Hornhautulkus eines 6-jährigen Warmblut-Wallachs zu sehen. Abbildung 19 zeigt das Sonogramm des rechten Auges. Es ist deutlich eine vordere Synechie zu erkennen. Die Iris zieht als echogene Linie an das Endothel der Kornea. Die Kornea ist auf ca. 5 mm verdickt und das Stroma erscheint hypoechogen. Im Bereich der Verklebung zwischen Iris und Kornea erscheint das Epithel der Kornea aufgrund des Ulkus dünner als in den anderen Bereichen.

Abbildung 20: Warmblut, Wallach, 6 Jahre, OD, nach Synechiolyse



Abbildung 21: Warmblut, Wallach, 6 Jahre, OD, 12 MHz, nach Synechiolyse, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse

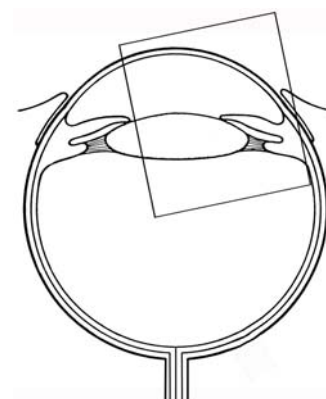
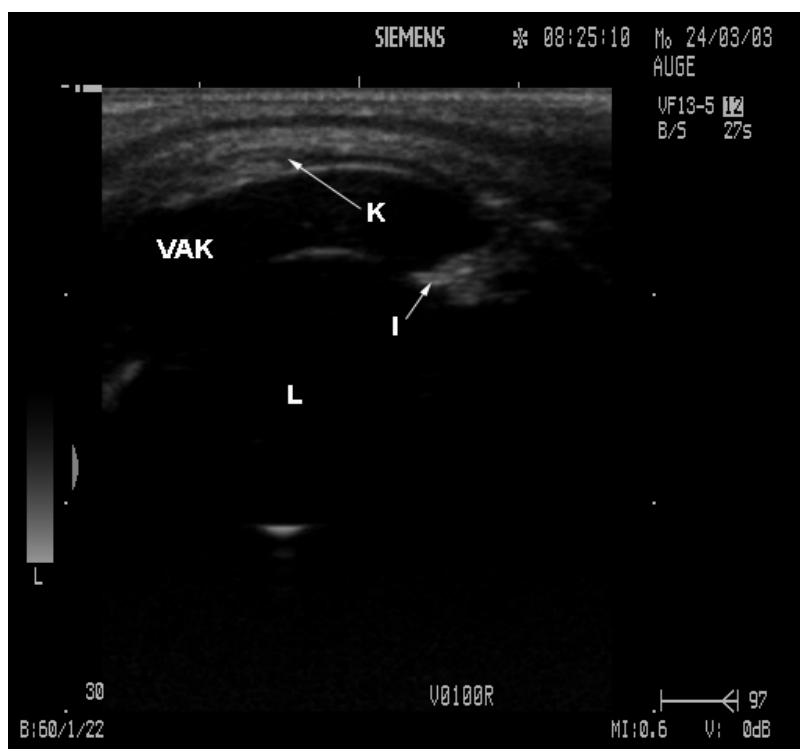
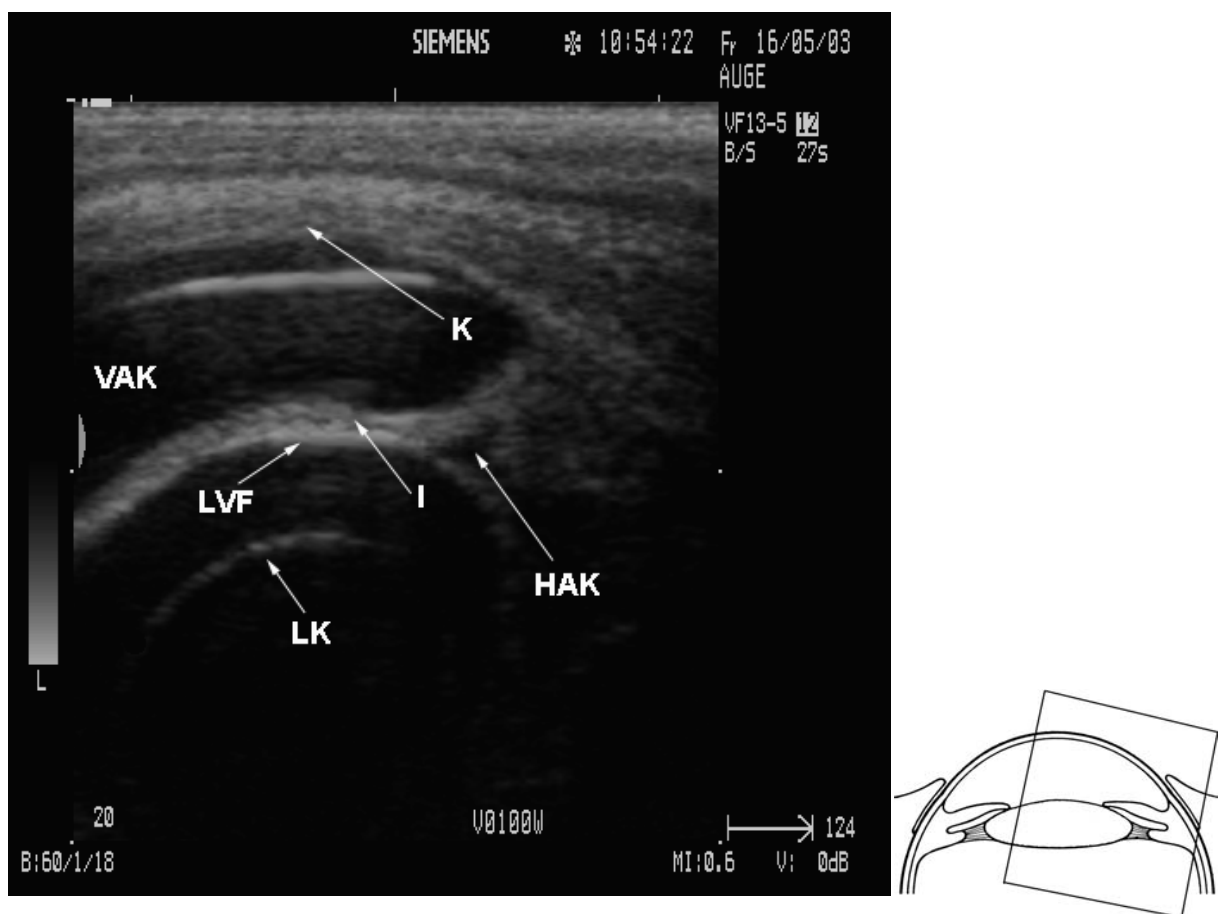


Abbildung 20 zeigt das rechte Auge des 6 Jahre alten Warmblut- Wallachs nach Entfernung des vorher aufgenähten Bindehautlappens und erfolgter Synechiolyse. Zentral auf der Hornhaut ist eine Trübung mit Gefäßeinsprossung zu sehen. In Abbildung 21 ist die erfolgreiche Synechiolyse anhand des Ultraschallbildes zu sehen. Es zeigt sich keine Verbindung mehr zwischen Iris und Kornea. Die vordere Augenkammer ist anechogen. Die Korneadicke ist auf ca. 2,5 mm zurückgegangen.

Abbildung 22: Warmblut, Wallach, 9 Jahre, OS, 12 MHz, hintere Synechie, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, HAK: hintere Augenkammer, LVF: Linsenvorderfläche, LK: Linsenkern



Das Sonogramm in Abbildung 22 zeigt eine hintere Synechie am linken Auge des 9-jährigen Warmblut- Wallachs. Die Linsenvorderfläche stellt sich hyperechogen dar, wobei sich darauf die verklebte echogene Iris legt. Die beiden Strukturen sind durch einen schmalen anechogenen Streifen getrennt. Es fällt weiter eine auf ca. 3mm verdickte Kornea auf.

Abbildung 23: Warmblut, Stute, 8 Jahre, OS, 10 MHz, Seclusio pupillae, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LVF: Linsenvorderfläche, L: Linse, GKE: Glaskörpereinlagerungen

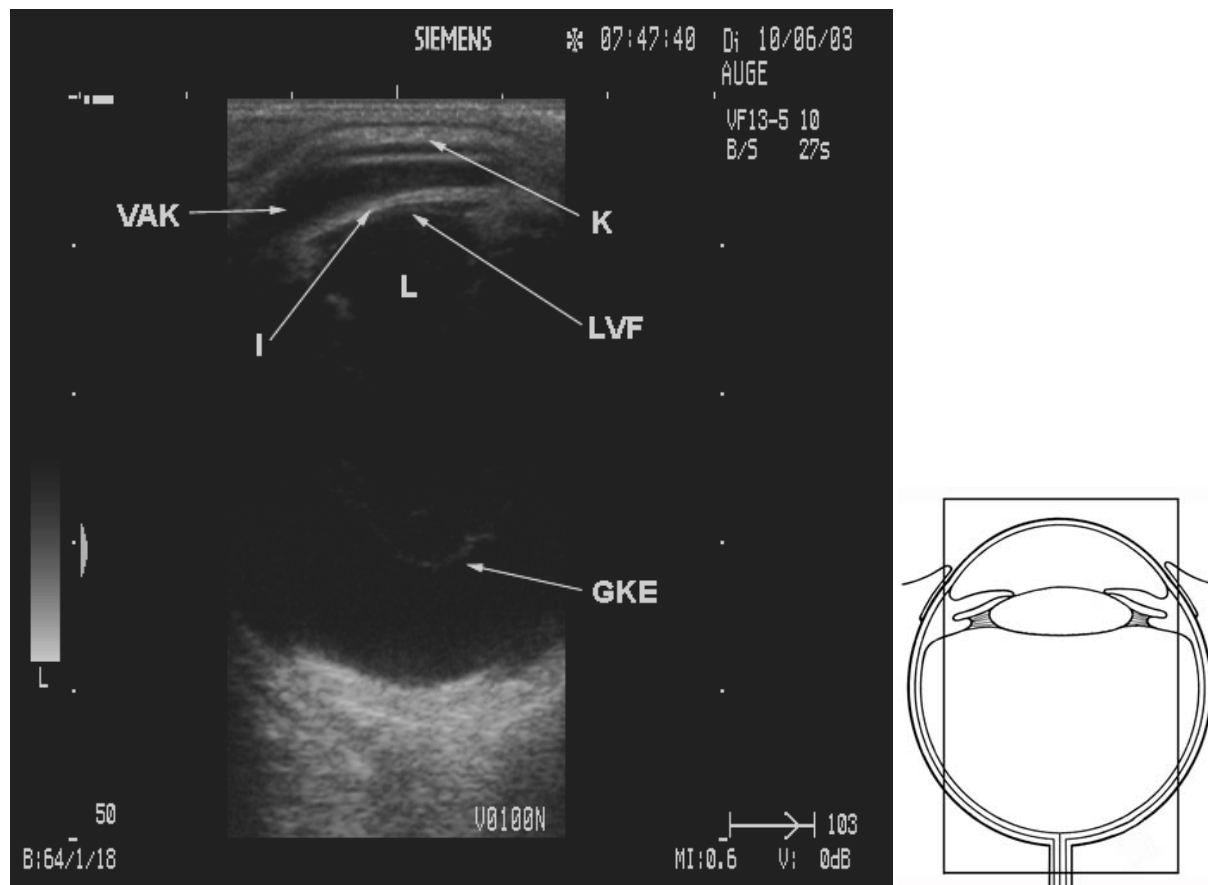
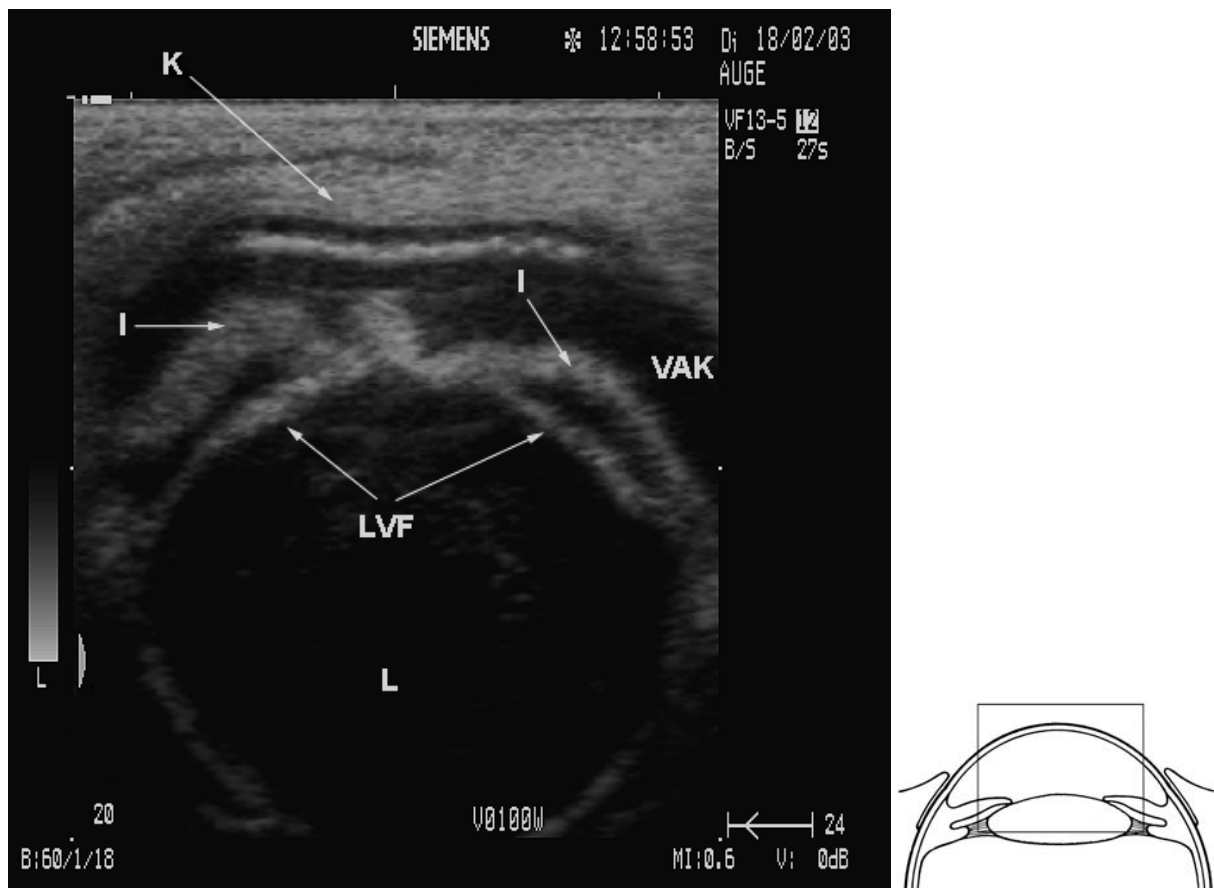


Abbildung 23 zeigt das Ultrasonogramm einer 8 Jahre alten Warmblut- Stute. Die Kornea stellt sich ihren Schichten gemäß in Epithel, Stroma und Endothel dar. Die vordere Augenkammer ist ohne echogene Einlagerungen. Die Iris fällt als deutlicher durchgehender hyperechogener Streifen auf, also eine Seclusio pupillae. Darunter liegt als sehr dünner Streifen die hyperechogene Linsenvorderfläche. Die Linse stellt sich anechogen dar. Im Glaskörper sind vereinzelte, echogene Einlagerungen zu erkennen. Beide Befunde sind Folgen einer equinen rezidivierenden Uveitis.

Abbildung 24: Warmblut, Stute, 13 Jahre, OS, 12 MHz, Napfkucheniris, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, LVF: Linsenvorderfläche, L: Linse



Das Ultraschallbild in Abbildung 24 zeigt den linken Augapfel einer 13-jährigen Warmblut-Stute. Die Kornea stellt sich auf ca. 3 mm verdickt dar. Die vordere Augenkammer ist abgeflacht. Sowohl temporal als auch nasal liegt über der hyperechogenen Linsenvorderfläche die hyperechogene Iris, die im zentralen Bereich der Linse mit dieser verklebt ist (hintere Synechie). Zwischen diesen beiden hyperechogenen Grenzflächen zeigt sich ein anechogener Raum. Dieser kommt dadurch zustande, dass das Kammerwasser durch die im zentralen Bereich verklebte Iris nicht abfließen kann und sich dann die Iris von der Linsenvorderfläche abhebt.

Abbildung 25: Warmblut, Wallach, 4 Jahre, OS, 12 MHz, Ziliarkörperzysten, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, Z: Zyste, L: Linse

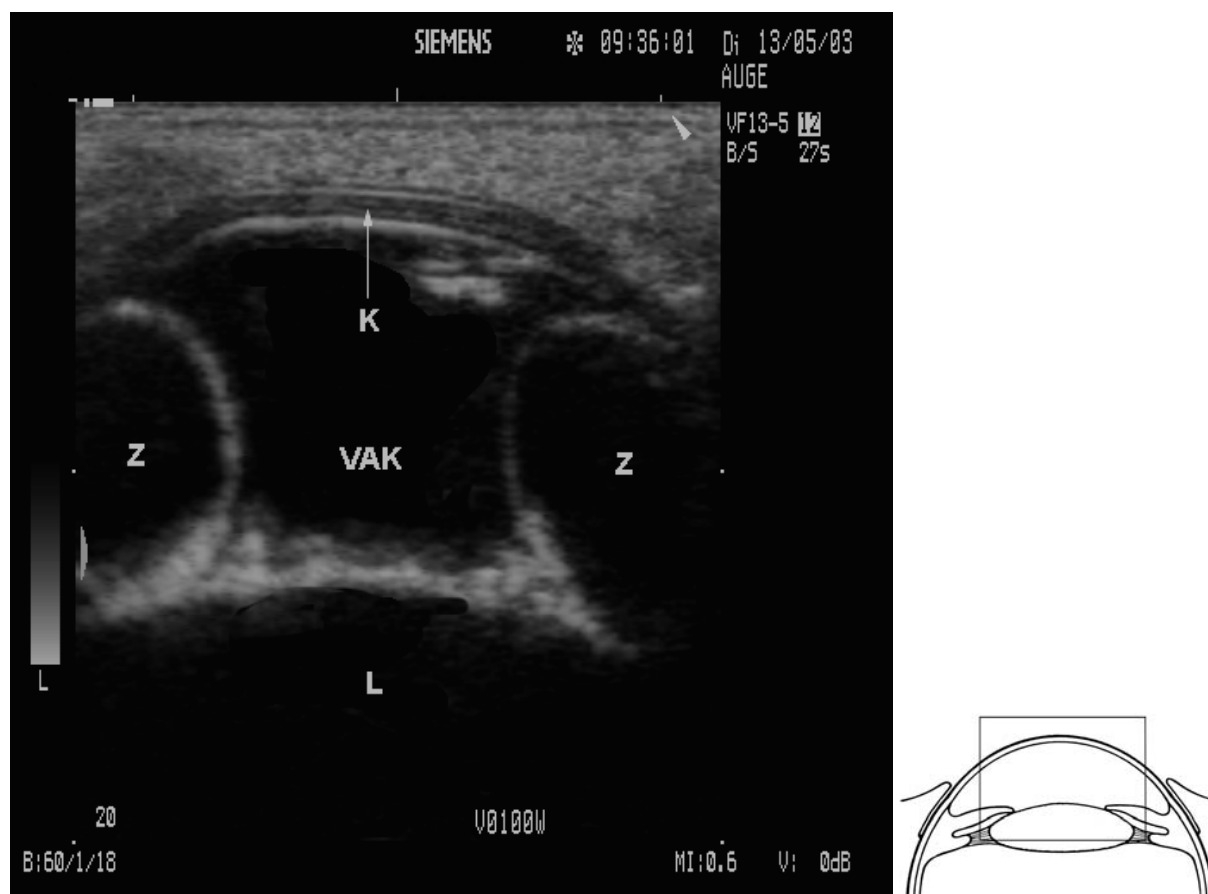


Abbildung 25 zeigt das Sonogramm des linken Auges eines 4-jährigen Warmblut-Wallachs. Die Kornea stellt sich vergrößert dar. In der vorderen Augenkammer sind deutlich zwei Iriszysten zu erkennen. Die Hüllen stellen sich in der typischen Weise echogen dar, im Gegensatz zum Inhalt der Zysten, der anechogen ist.

D.2.2.3 Linse

Abbildung 26: Island Pony, Wallach, 14 Jahre, OD, Luxatio lentis anterior

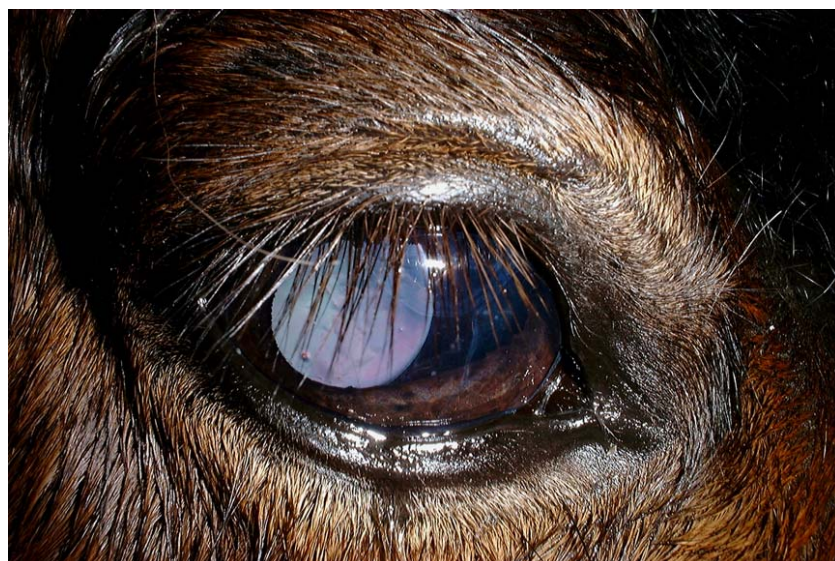


Abbildung 27: Island Pony, Wallach, 14 Jahre, OD, 12 MHz, Luxatio lentis anterior, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, LVF: Linsenvorderfläche, L: Linse, GK: Glaskörper

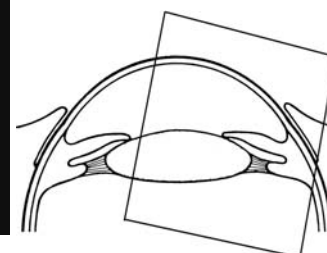
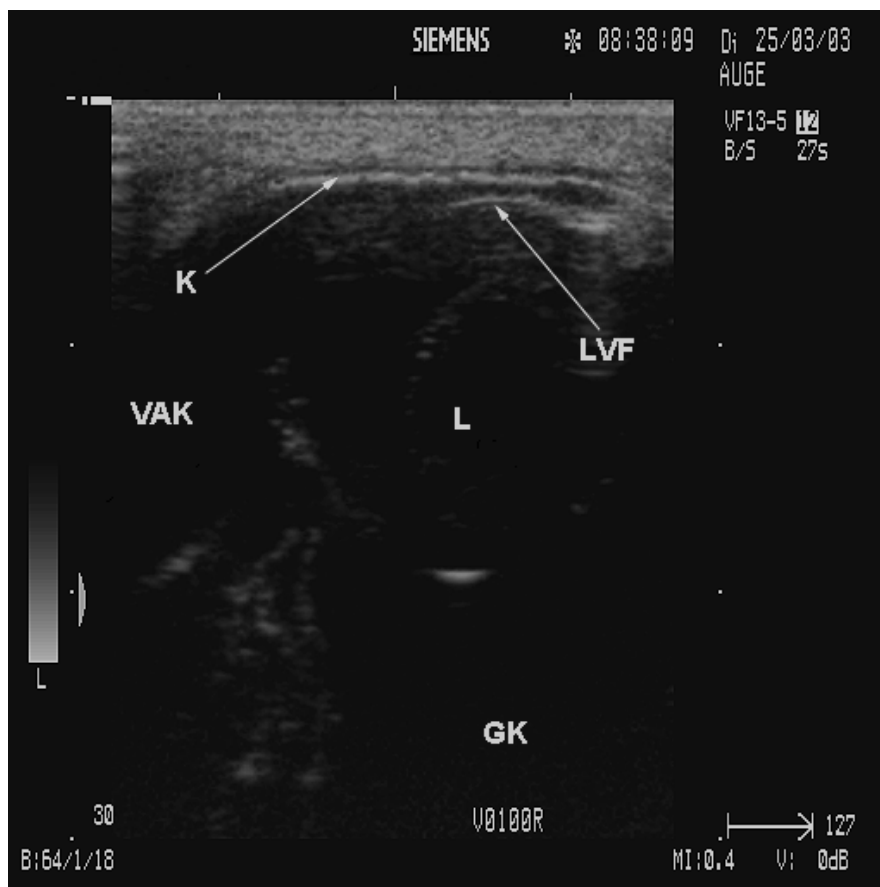


Abbildung 26 zeigt das Foto des rechten Auges eines 14-jährigen Island-Pony-Wallachs. Man erkennt deutlich die anterotemporal liegende luxierte Linse. Abbildung 27 zeigt das Sonogramm des entsprechenden Bulbus. Die Linse liegt im temporalen Augenwinkel ca. 1mm direkt hinter der Kornea. Die Linsenvorderfläche stellt sich hyperechogen dar. Aufgrund der Verlegung des temporalen Kammerwinkels kam es sekundär zu einem Glaukom. Der Augeninnendruck stieg auf 40 mm Hg und der Augapfel wies eine Größe von 46 mm auf. Das Glaukom führte zu einer Katarakta complicata. Dies ist in Abbildung 26 zu sehen.

Abbildung 28: Island Pony, Wallach, 14 Jahre, OS, Hornhauttrübung, Luxatio lentis anterior



Abbildung 29: Island Pony, Wallach, 14 Jahre, OS, 10 MHz, Hornhauttrübung, Luxatio lentis anterior, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper

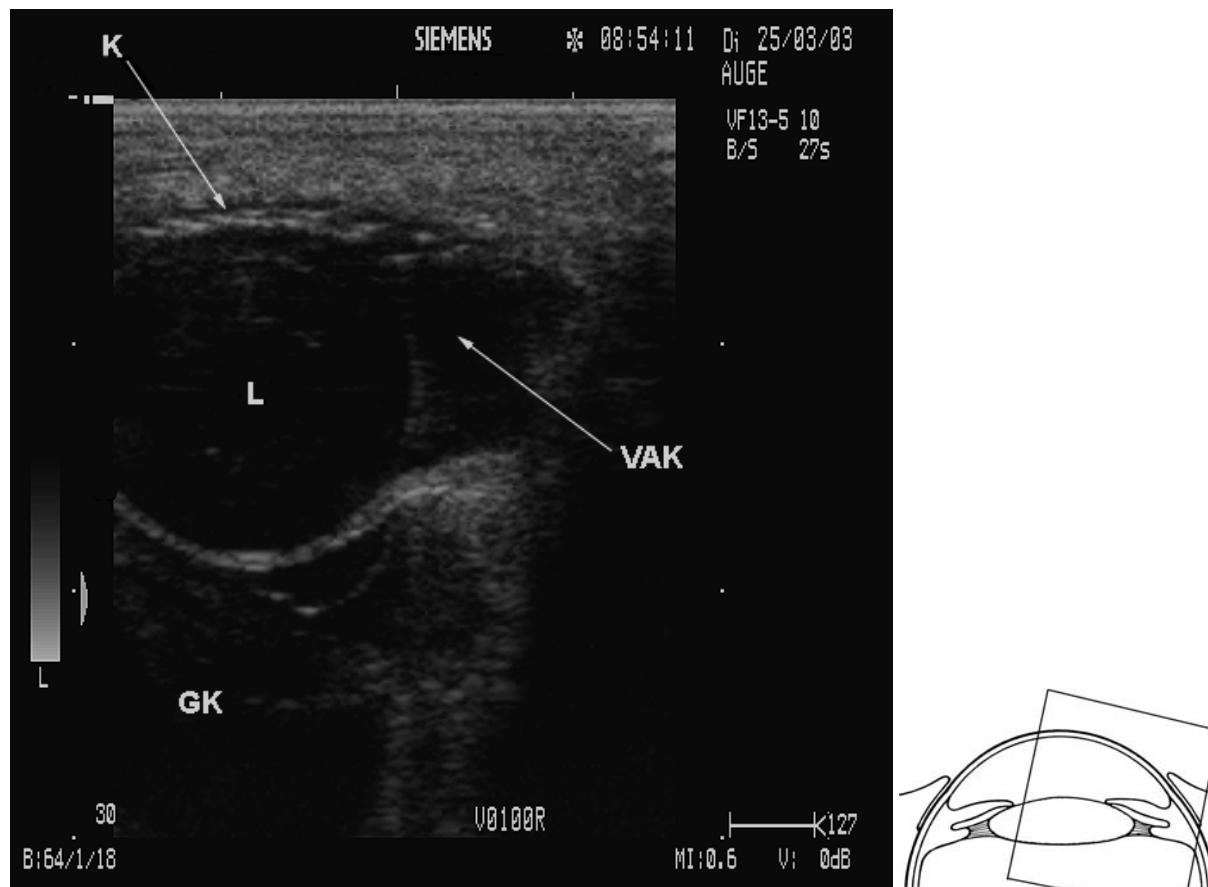


Abbildung 28 zeigt das linke Auge desselben Wallachs. Es ist eine Hornhauttrübung zu erkennen. In die Hornhaut ist, besonders im ventronasalen Bereich, ein Gefäßsaum eingewachsen, in dem die Trübung am stärksten war. In Abbildung 29 sieht man das korrespondierende Ultraschallbild. Die vollständig luxierte Linse liegt direkt hinter der Kornea. Durch den Kontakt zur Hornhaut verursachte die Linse die oben beschriebenen Veränderungen. Der linke Bulbus war im Gegensatz zum rechten auf 31,5 mm geschrumpft (Atrophia bulbi).

Abbildung 30: Lipizzaner, Hengst, 17 Jahre, OD, Phthisis bulbi, Hornhauttrübung, Luxatio lentis posterior

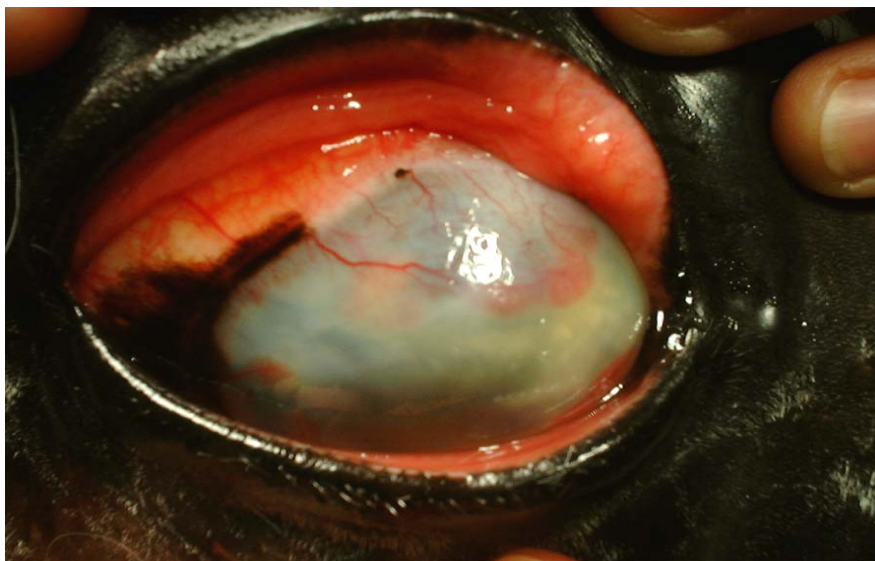
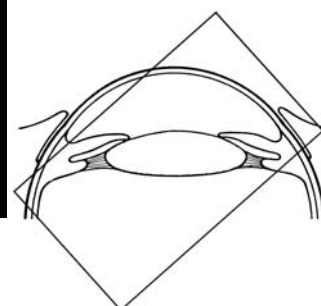
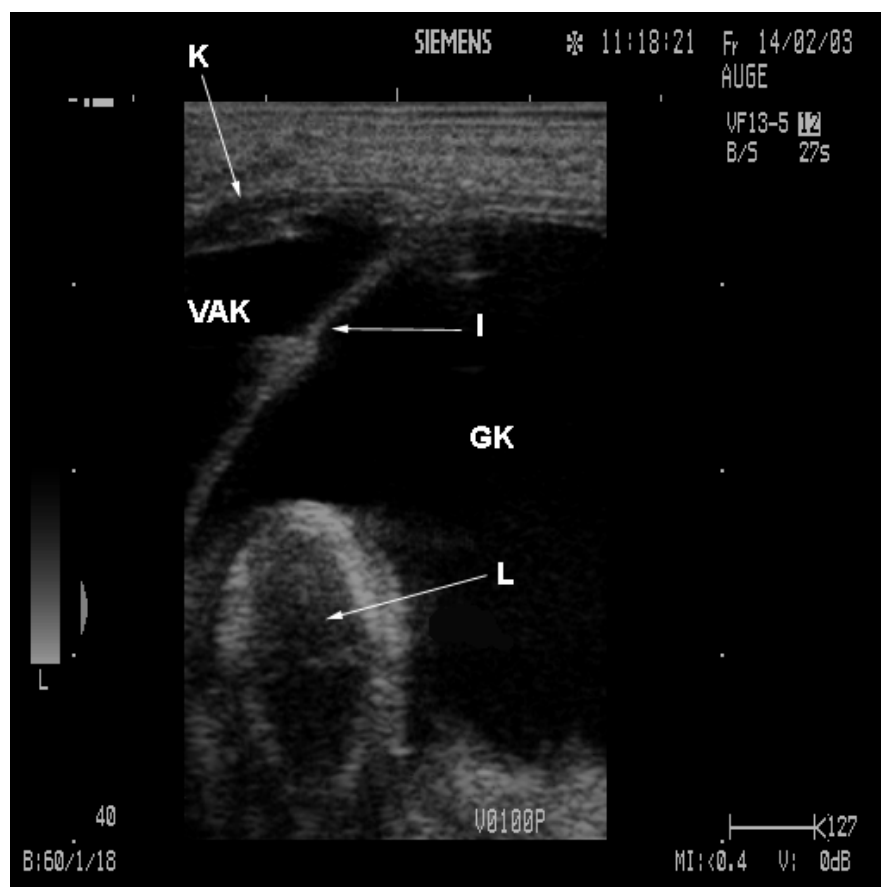


Abbildung 31: Lipizzaner, Hengst, 17 Jahre, OD, 12 MHz, Luxatio lentis posterior, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse, GK: Glaskörper



In Abbildung 30 ist der rechte Bulbus eines 17-jährigen Lipizzaner-Wallachs zu sehen. Es zeigt sich eine hochgradige Rötung der Bindehäute. Die Hornhaut ist getrübt mit deutlicher Gefäßeinsprossung. Der Bulbus ist verkleinert. Abbildung 31 zeigt das Sonogramm des Auges. Es ist eine Luxatio lentis posterior zu erkennen. Die Linse liegt vollständig luxiert im Glaskörper. Sie stellt sich im ganzen hyperechogen dar, dies lässt auf eine vollständige Katarakt schließen.

Abbildung 32: Warmblut, Wallach, 7 Jahre, OD, Luxatio lentis anterior, Hornhauttrübung



Abbildung 33: Warmblut, Wallach, 7 Jahre, OD, 12 MHz, Luxatio lentis anterior, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper

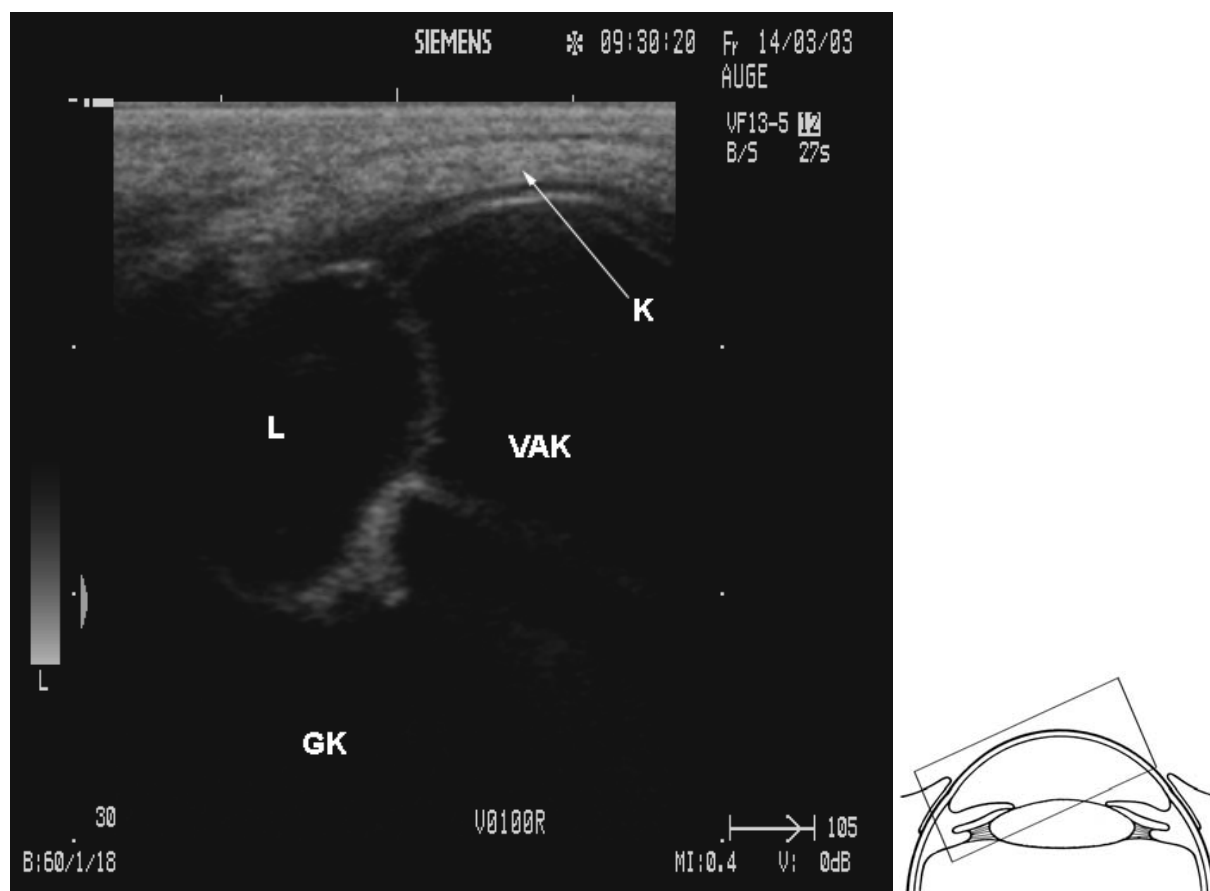
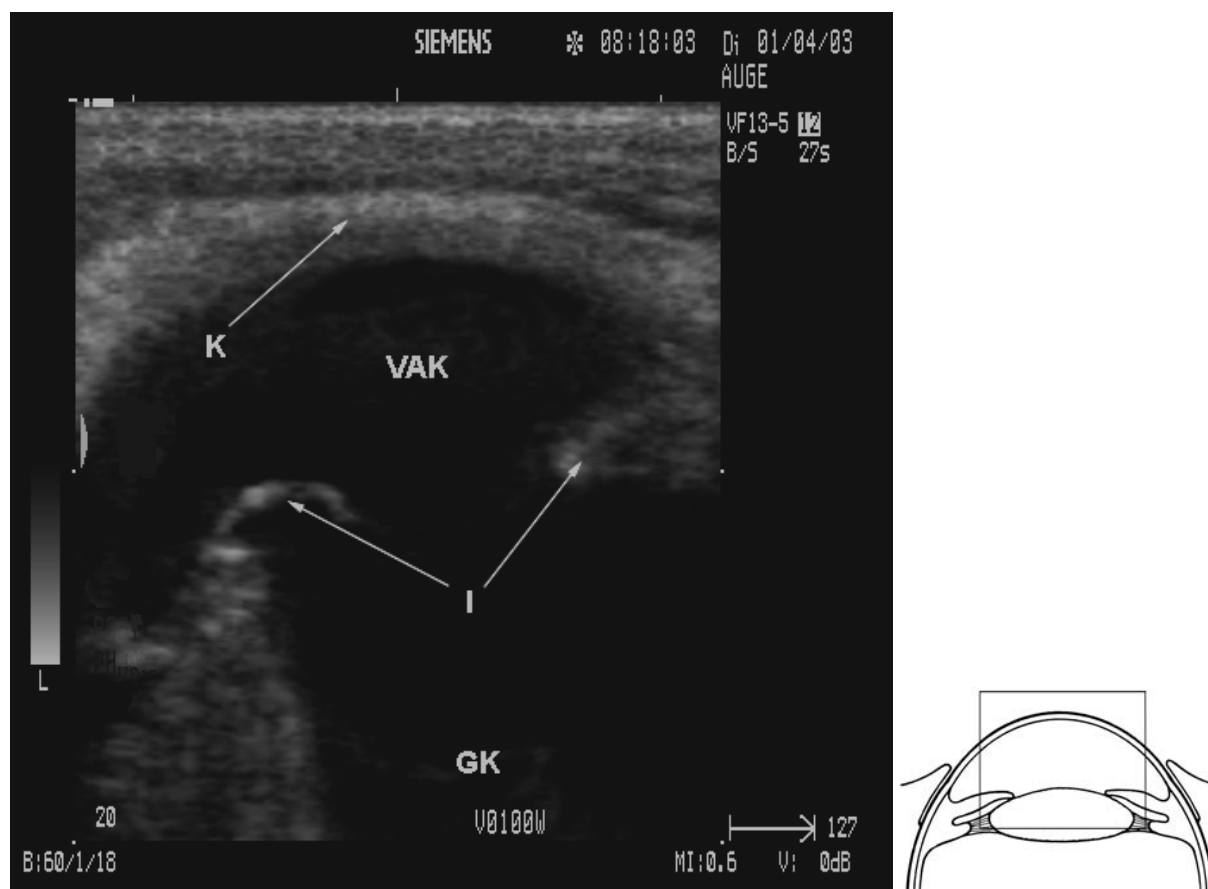


Abbildung 34: Warmblut, Wallach, 7 Jahre, OD, 12 MHz, post Phakoemulsifikation,
K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, GK: Glaskörper



In Abbildung 32 ist das rechte Auge eines 7-jährigen Warmblut-Wallachs zu sehen. Es zeigt eine deutliche Hornhauttrübung, eine sogenannte Bändertrübung. Abbildung 33 zeigt das Sonogramm zu diesem Befund. Es ist deutlich die nach anterior nasal luxierte Linse zu erkennen. Weiter fällt auch im Ultraschallbild das Korneaödem auf. Die Kornea ist auf ca. 3 mm verdickt. Aufgrund des verlegten nasalen Kammerwinkels kam es zu einer Erhöhung des Augeninnendrucks und daraus ergibt sich sekundär das Hornhautödem. Es wurde dann, um den Kammerwasserabfluss wieder frei zu geben, die Linse mittels Phakoemulsifikation entfernt. Abbildung 34 zeigt das Auge 12 Tage nach erfolgreicher Operation. Die Korneadicke ist auf 2 mm zurückgegangen und es ist im Sonogramm keine Linse mehr darzustellen. Lediglich die anechogene vordere Augenkammer, die echogene Iris und der anechogene Glaskörper sind zu sehen.

Abbildung 35: Warmblut, Wallach, 12 Jahre, OS, 10 MHz, Subluxatio lentis, Ablatio retinae, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper, AR: Ablatio retinae

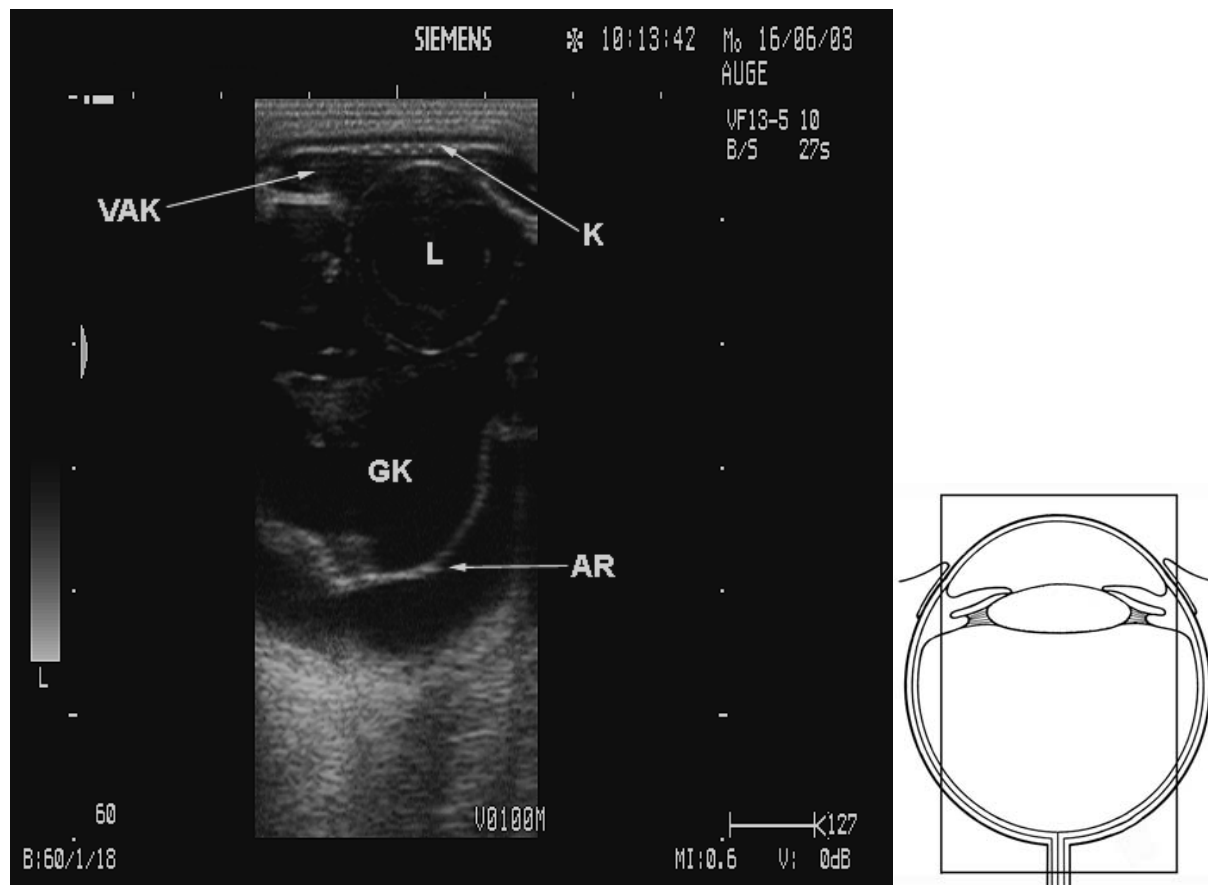
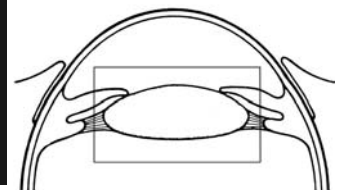
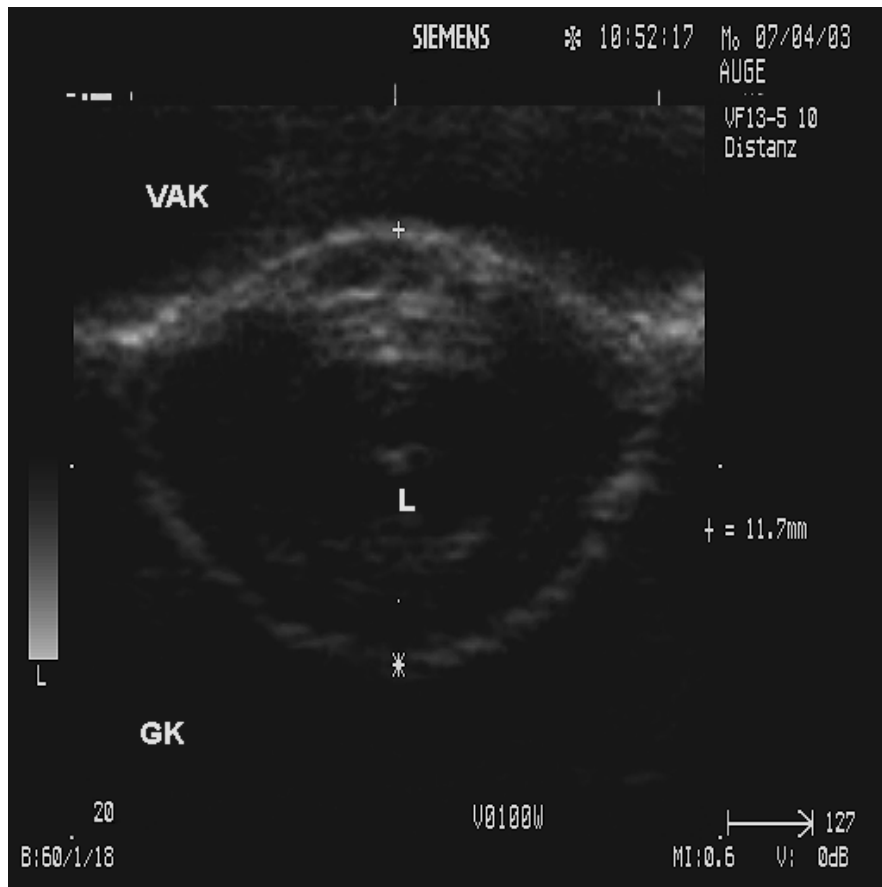


Abbildung 35 zeigt das Ultraschallbild des linken Bulbus eines 12 Jahre alten Warmblut- Wallachs. Es zeigt sich eine Verdickung der Kornea als Folge der subluxierten Linse, die in der vorderen Augenkammer direkt hinter der Kornea liegt. Im Glaskörper sind vereinzelt Einlagerungen zu sehen, die sich echogene darstellen. Im hinteren Glaskörper ziehen in Form einer „möwenflügelartigen“ Erscheinung zwei echogene Linien nach außen, es handelt sich hier um eine Ablatio retinae.

Abbildung 36: Warmblut, Wallach, 21 Jahre, OS, Katarakt



Abbildung 37: Warmblut, Wallach, 21 Jahre, OS, 10 MHz, vergrößert, Katarakt, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper

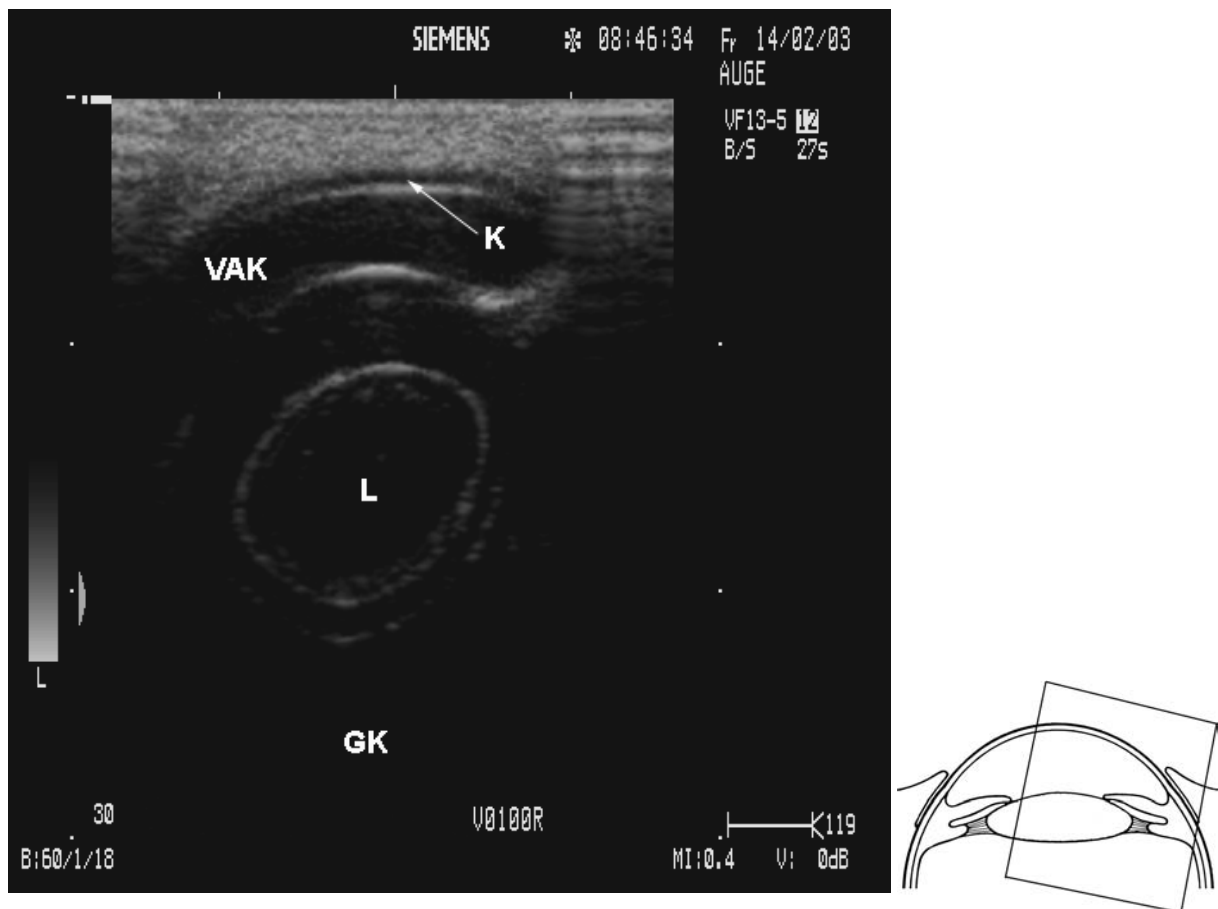


Auf Abbildung 36 ist das linke Auge eines 21- jährigen Warmblut- Wallachs zu sehen. Es fällt die Katarakt auf. Abbildung 37 bestätigt ultrasonographisch diesen Befund. Die ganze Linsenkapsel ist hyperechogen, sowie auch Teile des Linsenkerns. Als Ursache sind das Alter von 21 Jahren und die immer wiederkehrenden Entzündungsschübe zu sehen.

Abbildung 38: Lipizzaner, Hengst, 17 Jahre, OS, Katarakt



Abbildung 39: Lipizzaner, Hengst, 17 Jahre, OS, 12 MHz, Katarakt, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper



In Abbildung 38 ist das Auge eines 17-jährigen Lipizzaner-Hengstes zu sehen. Es lässt schon die Katarakt erkennen, die sich im Sonogramm in Abbildung 39 bestätigt. Sowohl die Linsenkapsel als auch der Linsenkern erscheinen echogen.

Abbildung 40: Warmblut, Wallach, 13 Jahre, OD, absolutes Glaukom



Abbildung 41: Warmblut, Wallach, 13 Jahre, OD, 12 MHz, absolutes Glaukom, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, ZF: Zonulafasern, L: Linse

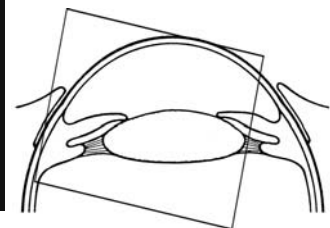
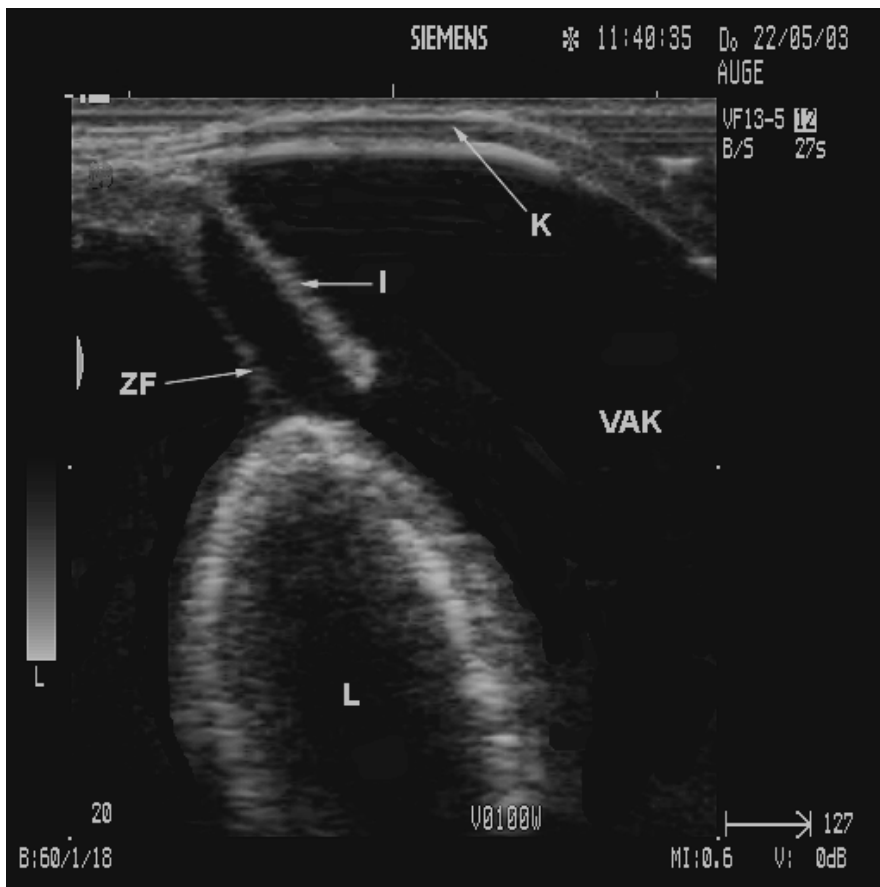
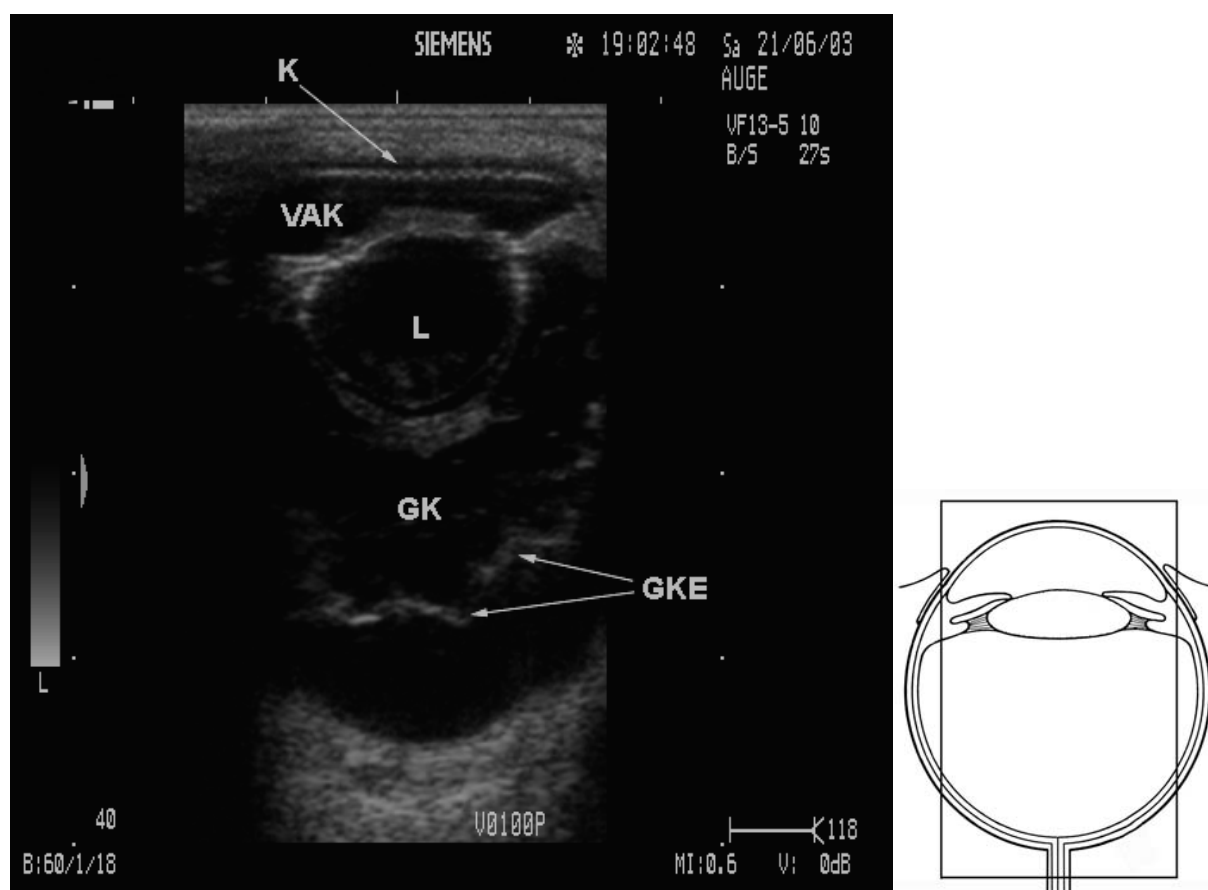


Abbildung 40 zeigt die ausgeprägte Hornhauttrübung am rechten Auge des 13-jährigen Warmblut- Wallachs. Die Vergrößerung des Bulbus lässt sich ebenfalls schon erahnen. Der intraokulare Augendruck betrug 49 mm Hg. In einem Übersichtssonogramm wurde ein Durchmesser des Bulbus von 51 mm gemessen. Abbildung 41 zeigt die vordere und hintere Augenkammer im Ultraschallbild. Es lassen sich hinter der Iris die Zonulafasern als echogen erkennen. Die Linse stellt sich völlig kataraktös dar.

D.2.2.4 Glaskörper

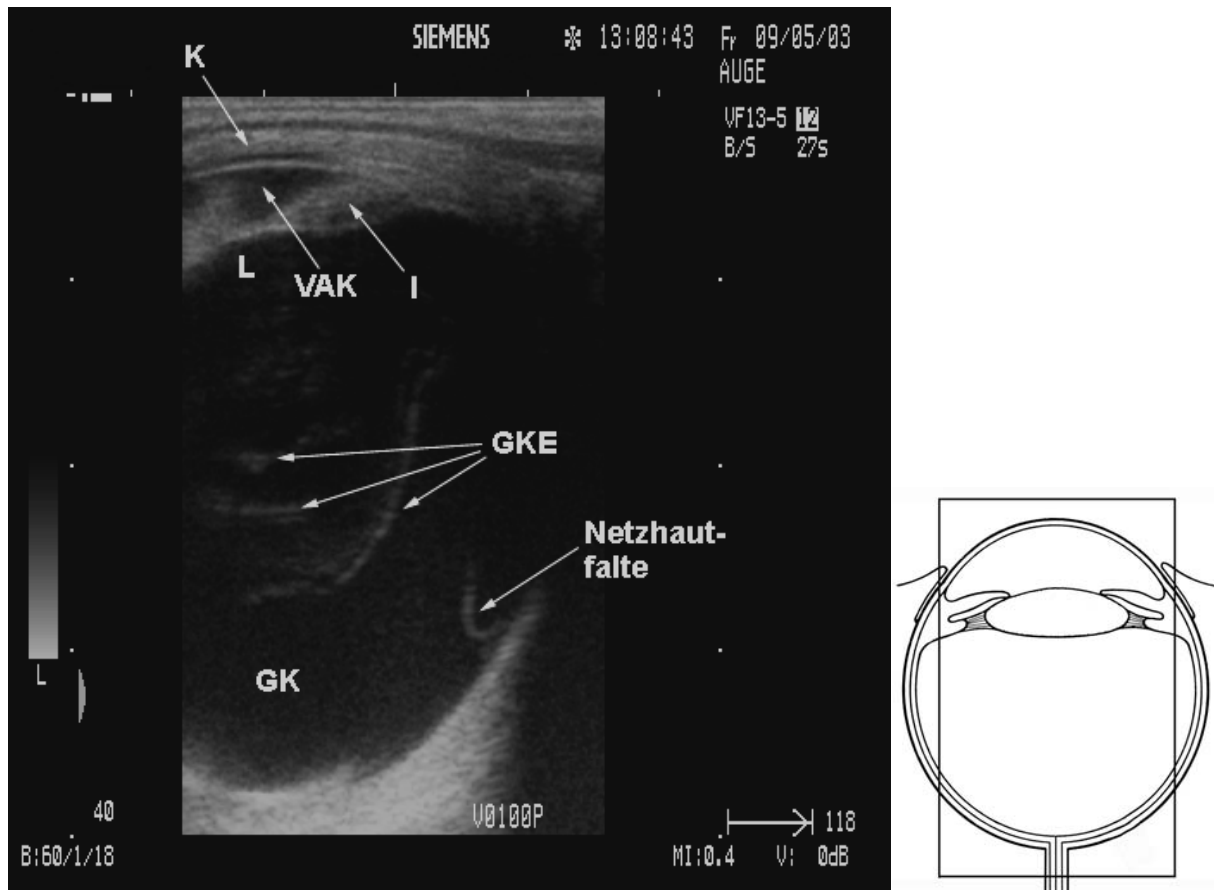
Abbildung 42: Warmblut, Hengst, 7 Jahre, OS, 10 MHz, Glaskörpereinlagerungen, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper, GKE: Glaskörpereinlagerungen



Das Sonogramm in Abbildung 42 zeigt das linke Auge eines 7-jährigen Warmblut-Hengstes. Es zeigt eine deutliche Katarakt der Linse. Im Glaskörper fallen mehrere echogene Einlagerungen auf. Diese sind in diesem Falle als Entzündungsprodukte zu werten, die im Zuge einer inneren Augenentzündung auftreten. Der Augapfel ist

schon im Sinne einer Phthisis bulbi auf 31 mm verkleinert. Diese Befunde lassen auf eine ERU schließen.

Abbildung 43: Quarter- Horse, Stute, 3 Jahre, OD, 12 MHz, Netzhautfalte, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse; GK: Glaskörper, GKE: Glaskörpereinlagerungen



Die Abbildung 43 zeigt das rechte Auge einer 3 Jahre alten Quarter- Horse- Stute. Als Folge einer ERU sind im Glaskörper echogene, membranartige Einlagerungen zu erkennen. Sie durchziehen den Glaskörper in Form von Fäden, die sich im laufenden Bild bewegen. Auf 5 Uhr im Glaskörper ist eine echogene Linie zu sehen, die als beginnende Netzhautablösung angesprochen werden kann.

Abbildung 44: Shagya- Araber, Hengst, 2 Jahre, OS, 10 MHz, Hämophthalmus, K: Kornea, I: Iris, L: Linse, GK: Glaskörper

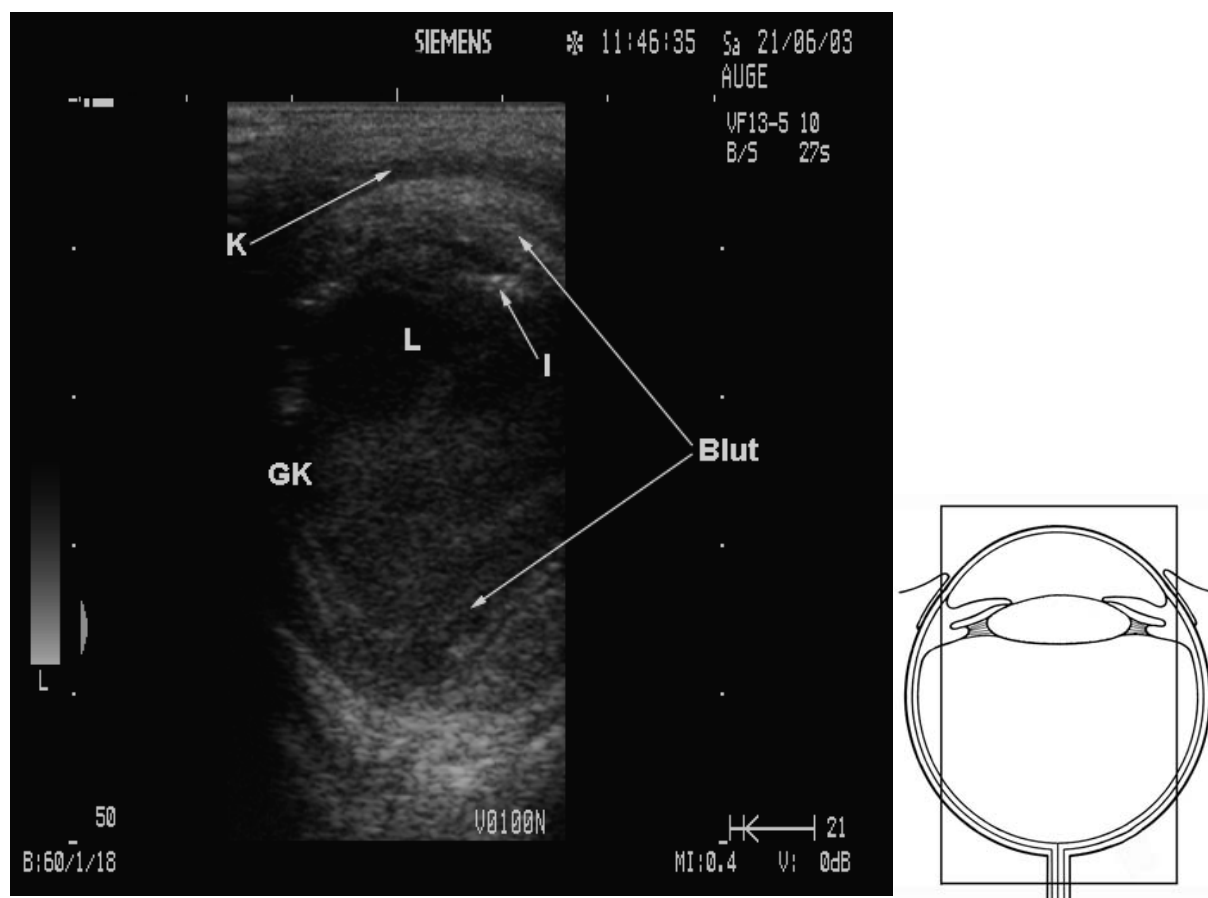


Abbildung 44 zeigt das Sonogramm des linken Bulbus eines 2 Jahre alten Shagya-Araber- Hengstes. Der Hengst wurde mit einer perforierenden Hornhautverletzung vorgestellt. Es fällt auf, dass sowohl die vordere Augenkammer als auch der Glaskörper mit unregelmäßigen, echogenen Bezirken durchzogen sind. Die in diesem Falle als Blut zu werten sind.

Abbildung 45: Warmblut, Wallach, 13 Jahre, OS, 10, MHz, Synchysis scintillans, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse, GK: Glaskörper

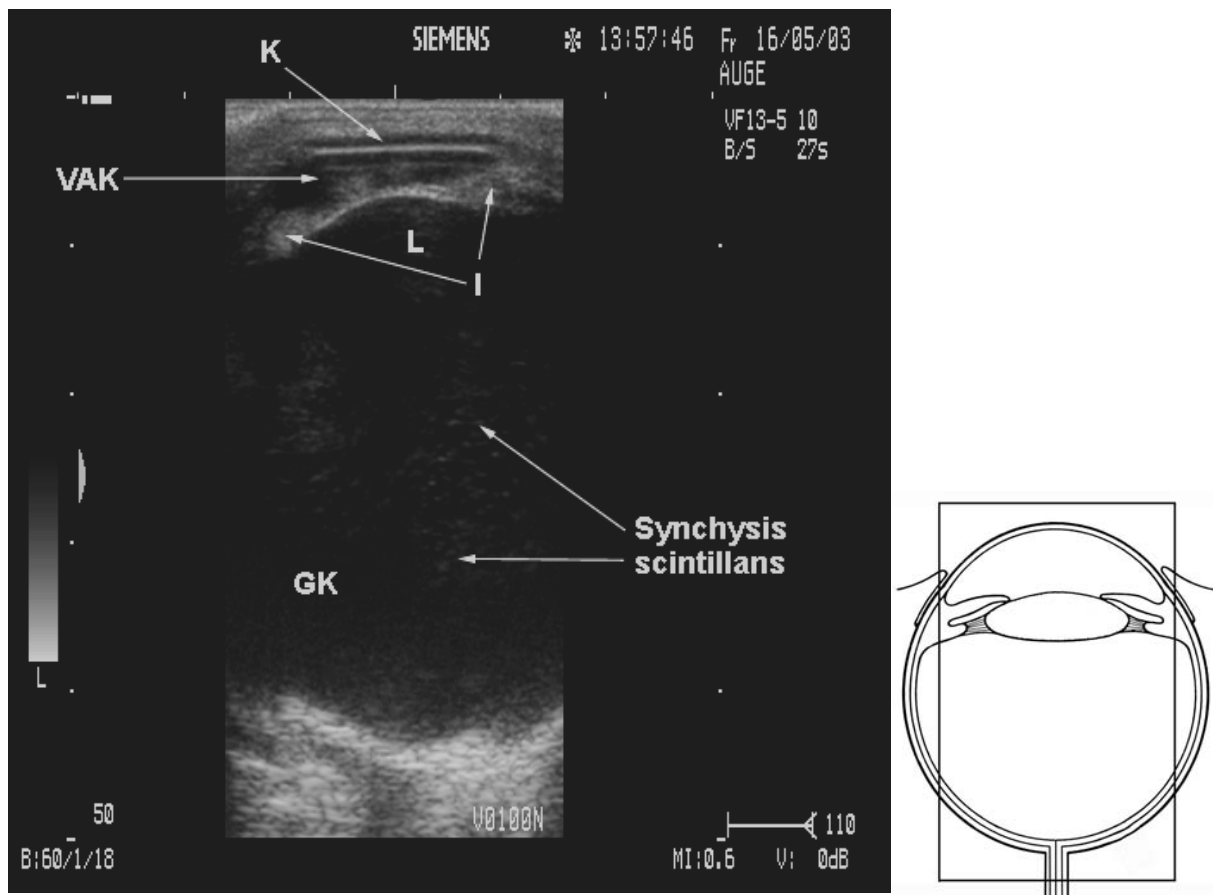
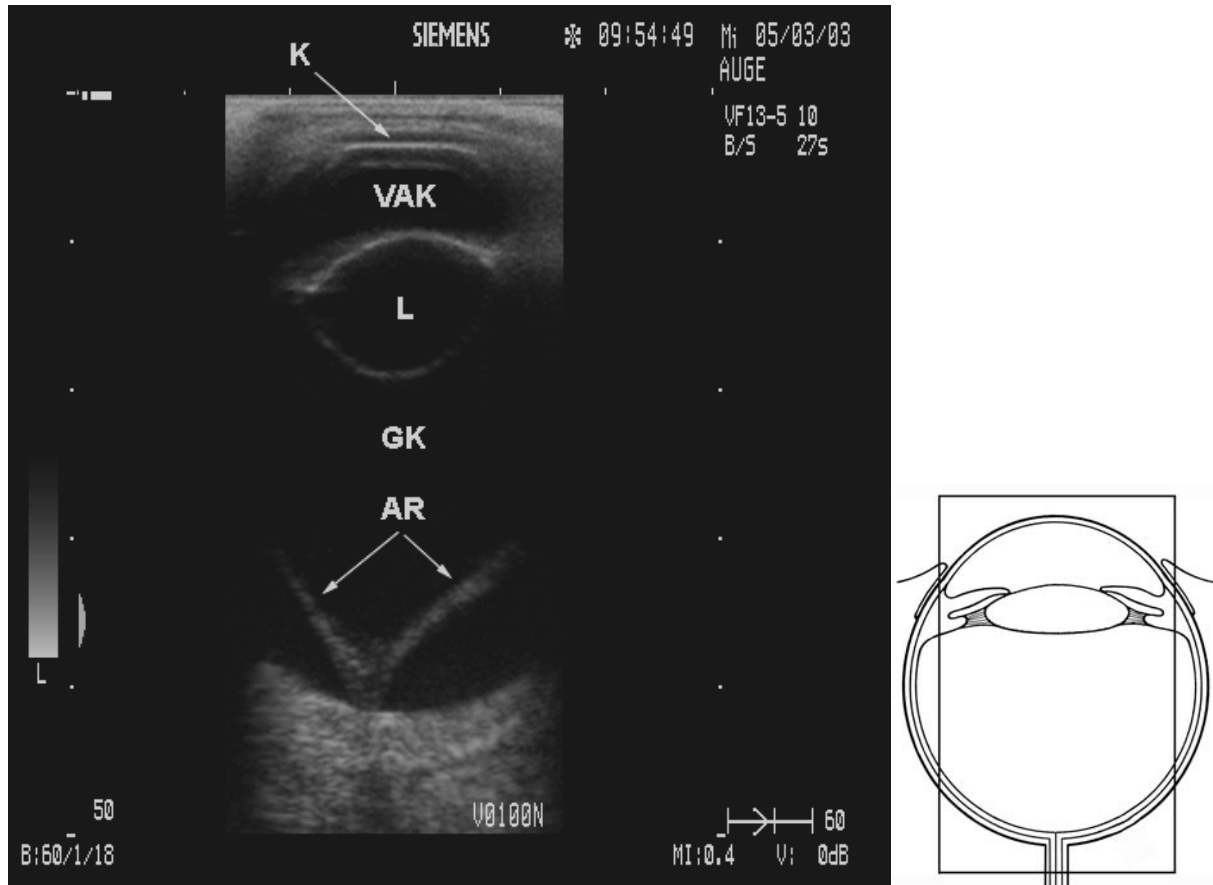


Abbildung 45 zeigt das Sonogramm des linken Auges eines 13-jährigen Warmblut-Wallachs. Das Auge hat keine pathologischen Befunde. Es ist lediglich eine Synchysis scintillans darstellbar. Die vielen echogenen Punkte im Glaskörper dürfen nicht mit Artefakten infolge zu intensiver Tiefenausgleichverstärkung verwechselt werden. Wenn das Auge oder der Kopf bewegt werden, wirbeln die Kristalle im Sinne eines „Schneefall-Phänomens“ im bewegten Bild herum.

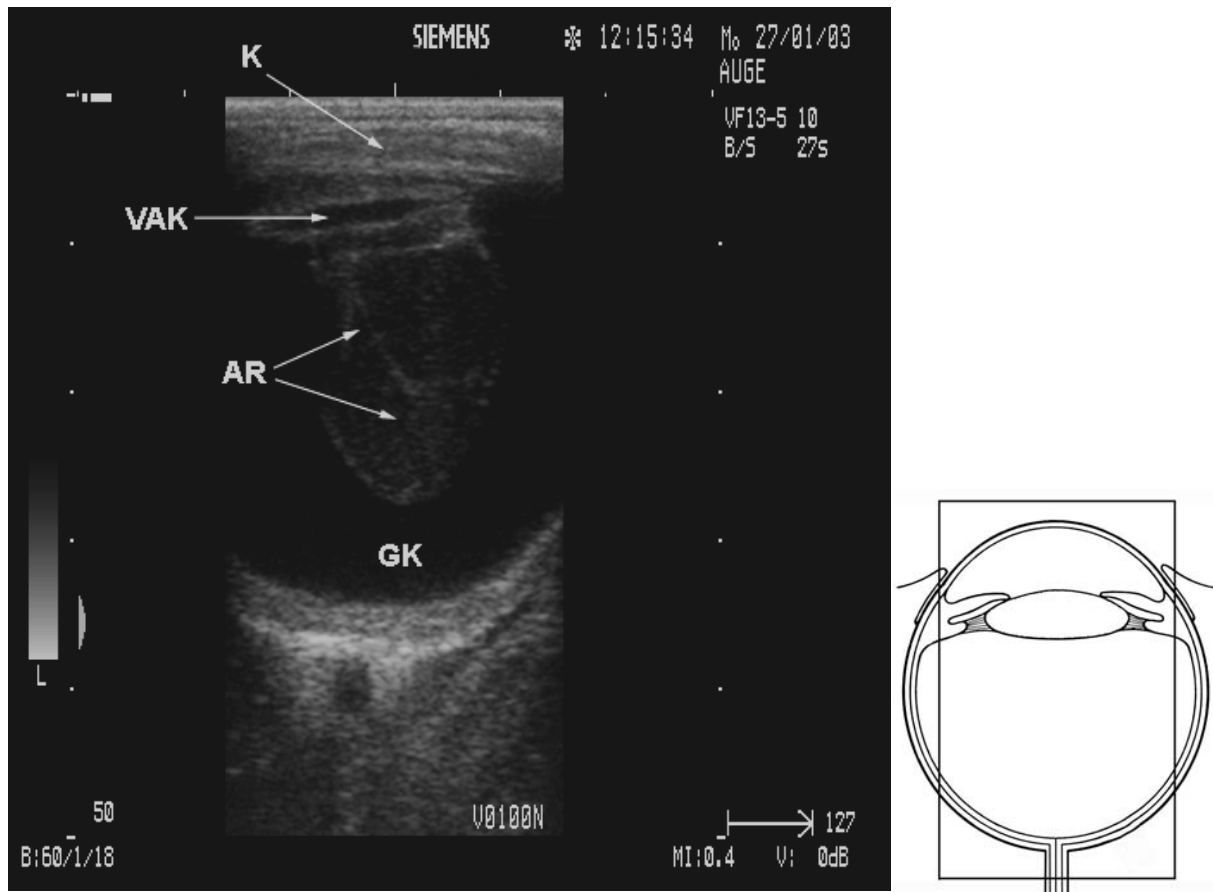
D.2.2.5 Augenhintergrund

Abbildung 46: Warmblut, Stute, 3 Jahre, OD, 10 MHz, Ablatio retinae, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper, AR: Ablatio retinae



Das Sonogramm in Abbildung 46 zeigt die klassische Erscheinung einer Netzhautablösung. Es handelt sich hier um das rechte Auge einer 3 Jahre alten Warmblut- Stute. Es sind im Glaskörper zwei echogene Linien zu erkennen, die sich in der typischen „möwenflügelartigen“ Form darstellen. Die Netzhaut ist noch an der Papille und der Ora serrata befestigt. Es stellt sich die ganze Linse hyperechogen in Form einer Katarakt dar.

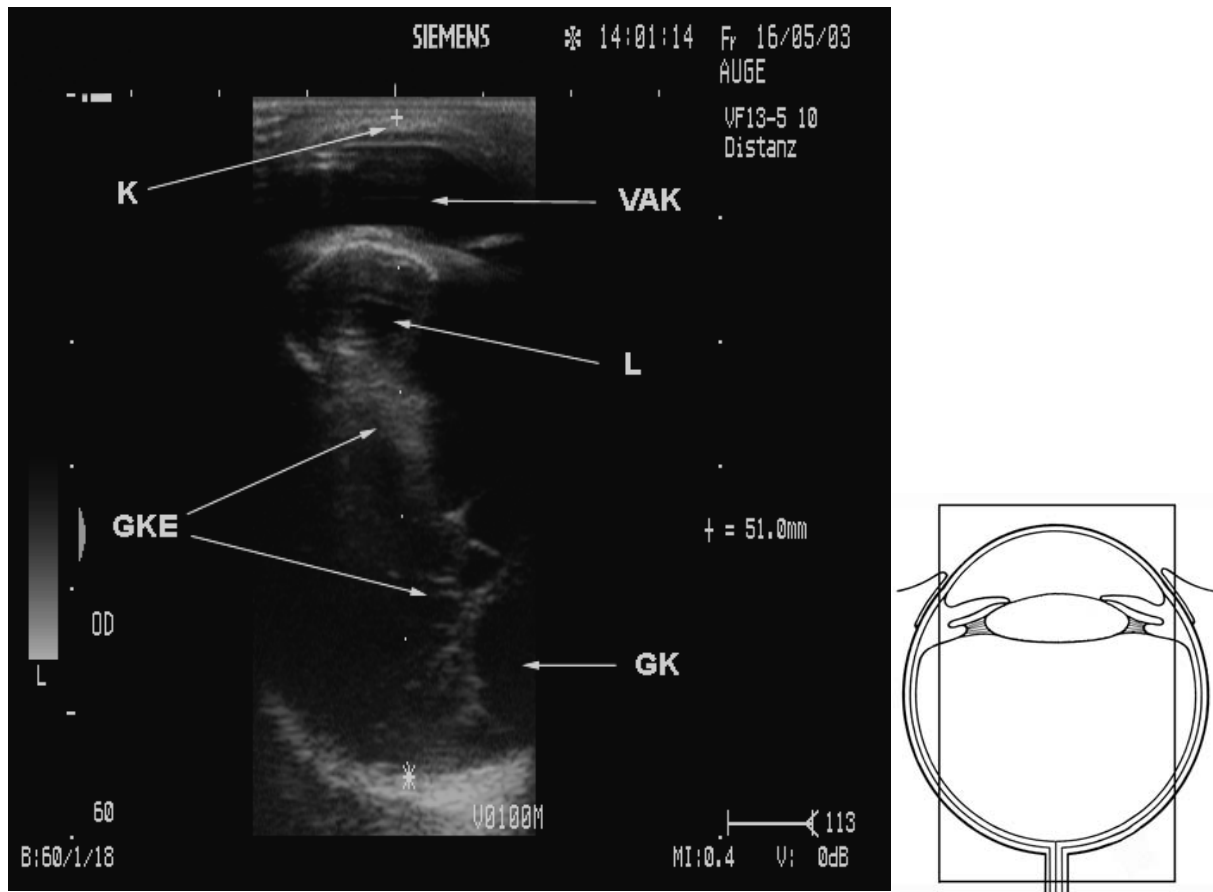
Abbildung 47: Warmblut, Wallach, 8 Jahre, OD, 10 MHz, totale Ablatio retinae, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, GK: Glaskörper, AR: Ablatio retinae



In der Abbildung 47 ist das Ultraschallbild des rechten Auges von einem 8-jährigen Warmblut- Wallach zu sehen. Es stellt sich eine totale Ablatio retinae dar. Direkt hinter der Linse ist eine unregelmäßige echogene Maße zu erkennen. Da die Netzhaut sowohl an der Ora serrata als auch an der Sehnervenpapille abgerissen ist, hat sie sich zusammengefaltet und liegt hinter der Linse.

D.2.2.6 Größenveränderungen des Bulbus

Abbildung 48: Warmblut, Wallach, 13 Jahre, OD, 10 MHz, absolutes Glaukom, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, L: Linse, GK: Glaskörper, GKE: Glaskörpereinlagerungen

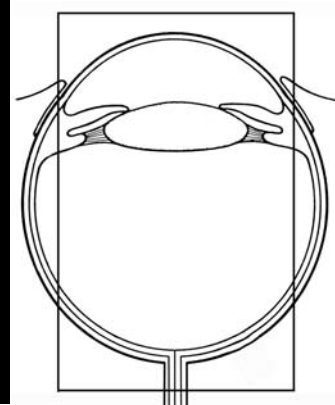
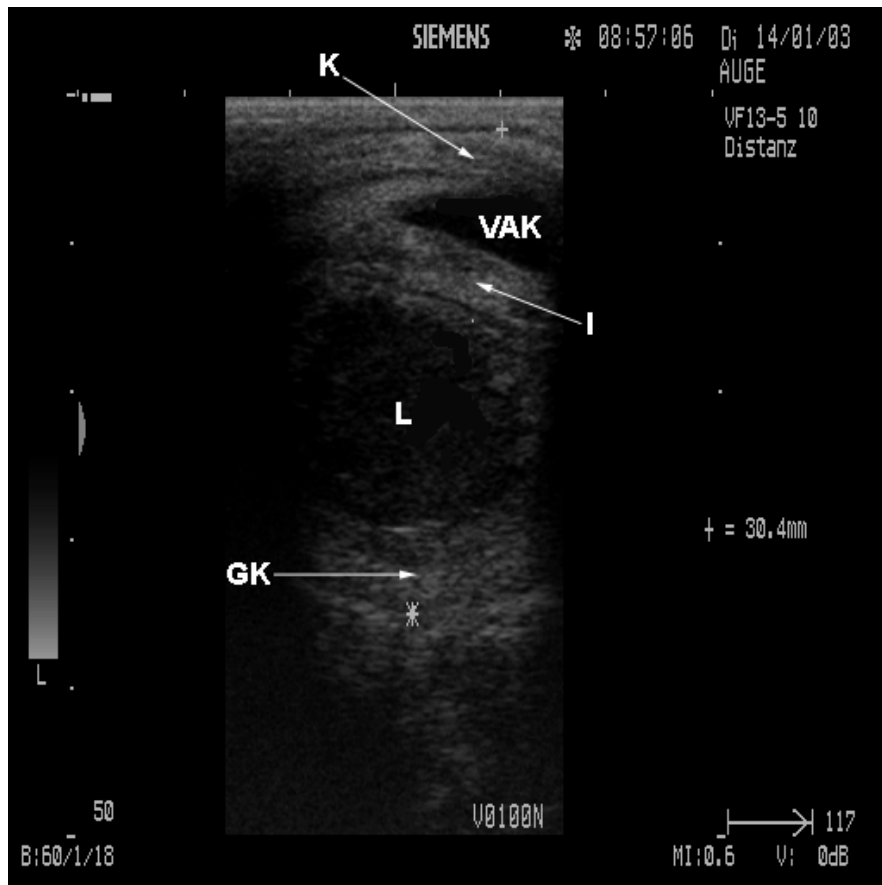


In Abbildung 48 ist das Übersichtssonogramm aus Abbildung 40 zu sehen. Es zeigt die deutliche Größenzunahme des Bulbus auf 51 mm. Die Linse stellt sich hyperechogen im Sinne einer Katarakt dar. Hinter der Linse sind deutliche echogene Einlagerungen zu sehen.

Abbildung 49: Friese, Wallach, 3 Jahre, OS nach Exstirpation, Phthisis bulbi

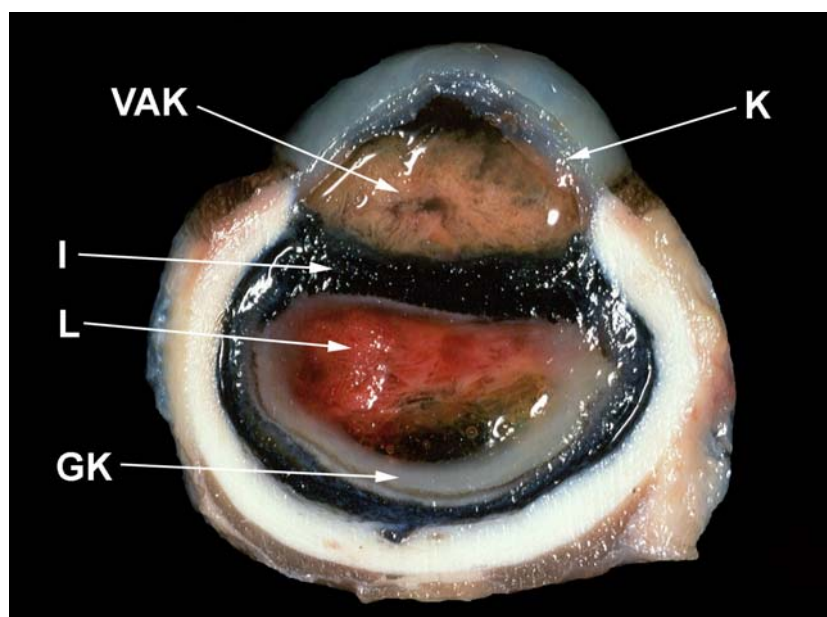


Abbildung 50: Friese, Wallach, 3 Jahre, OS, 10 MHz, Phthisis bulbi, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, I: Iris, L: Linse, GK: Glaskörper



In Abbildung 49 ist der linke extirpierte Bulbus eines 3-jährigen Warmblut-Wallachs zu sehen. Man erkennt eine Verkleinerung des Bulbus und eine Trübung der Medien. Im Ultraschallbild in Abbildung 50 ist das ganze Ausmaß der Folgen einer ERU zu erkennen. Der Bulbus ist auf eine Größe von 30,4 mm geschrumpft. Die Kornea auf ca. 3,5 mm verdickt, die vordere Augenkammer liegt mit ca. 6 mm im Normbereich, die Linse mit ca. 13 mm ebenfalls. Der Glaskörper ist fast gar nicht mehr vorhanden. Er hat nur noch eine Größe von ca. 4 mm. Dies deckt sich auch mit dem Schnitt in Abbildung 51. Dort erkennt man die gleichen Befunde wie im Sonogramm.

Abbildung 51: Friese, Wallach, 3 Jahre, OS, Kryoschnitt



D.2.2.7 Messungen des Kammerwinkels

Die nächsten Abbildungen zeigen eine Auswahl an Messungen am nasalen und temporalen Kammerwinkel.

Abbildung 52: Warmblut, Wallach, 8 Jahre, OD, 12 MHz, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, KW: Kammerwinkel, I: Iris, L: Linse

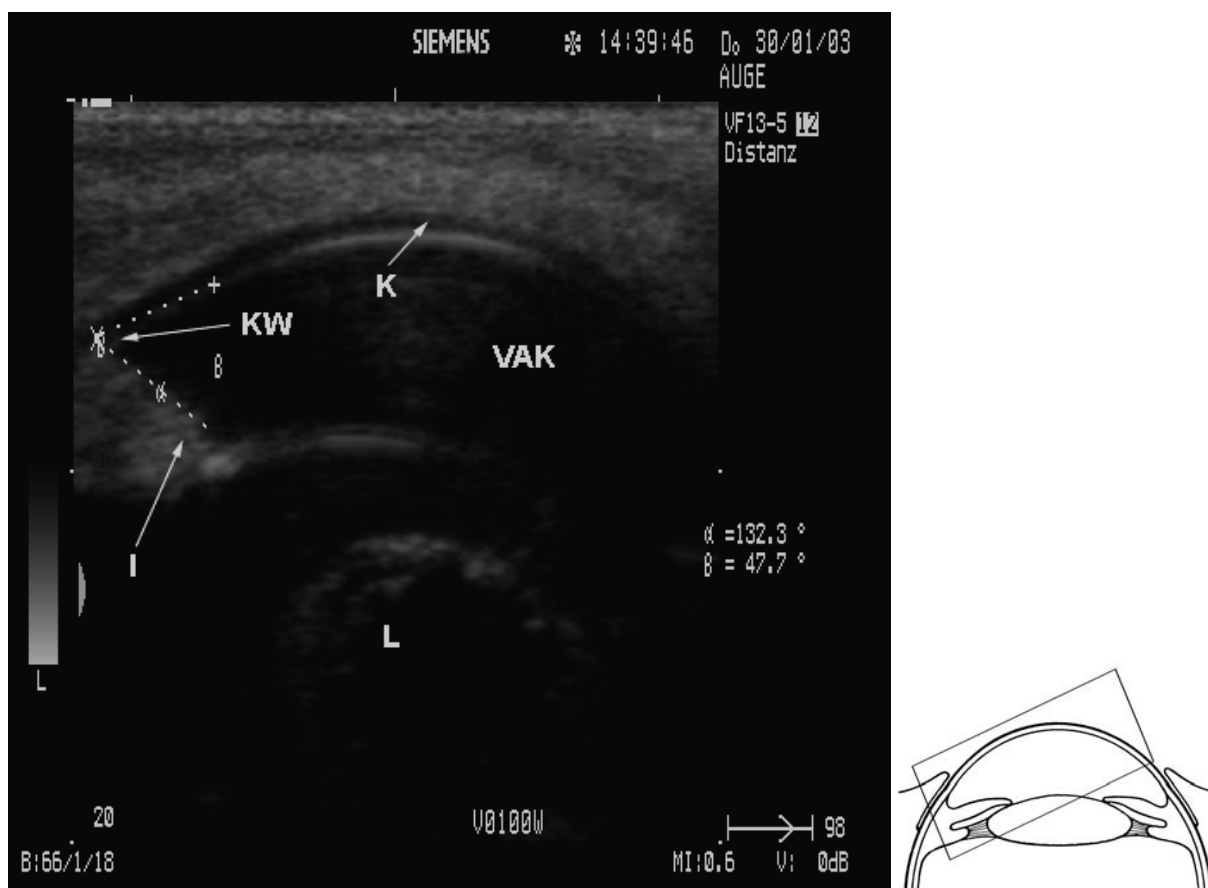


Abbildung 53: Warmblut, Wallach, 8 Jahre, OD, 12 MHz, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, KW: Kammerwinkel, I: Iris, L: Linse

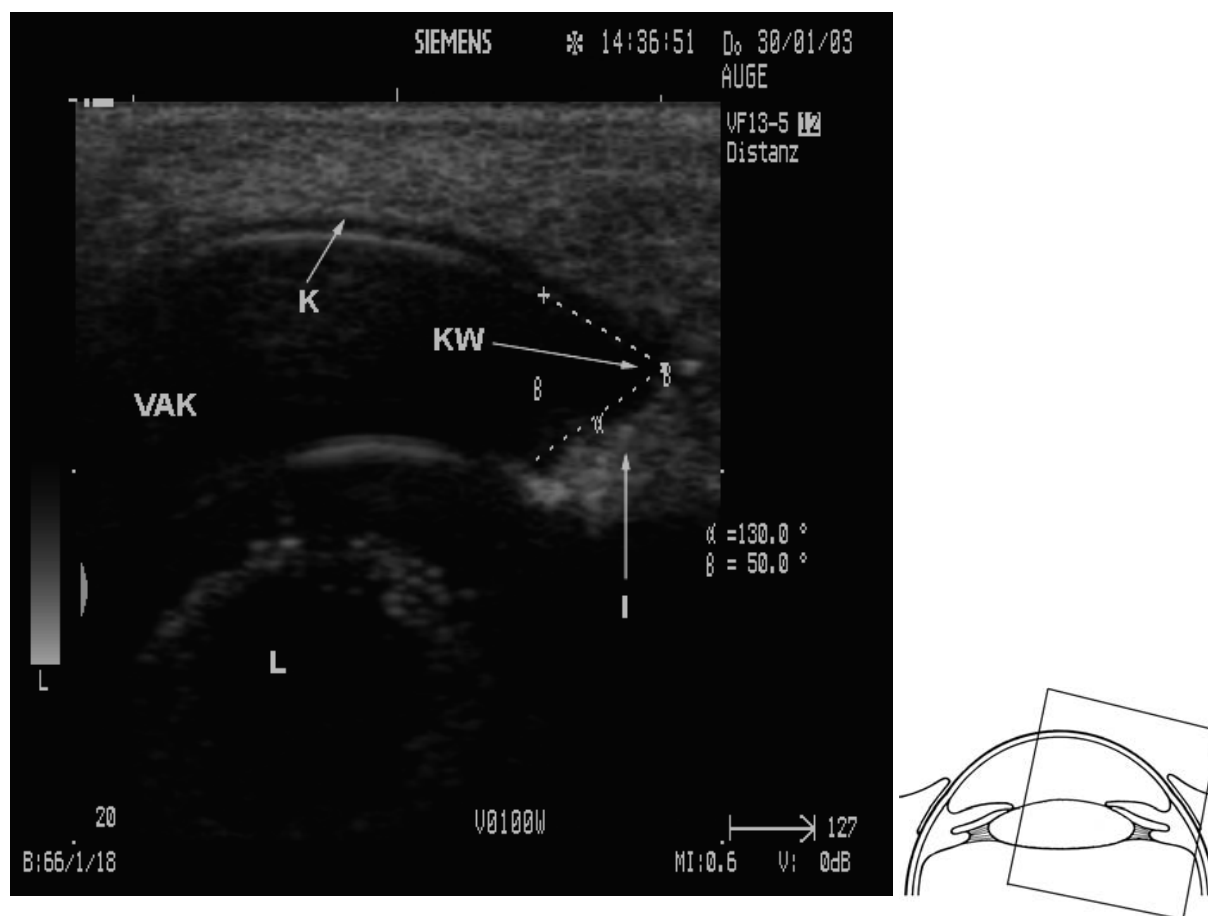
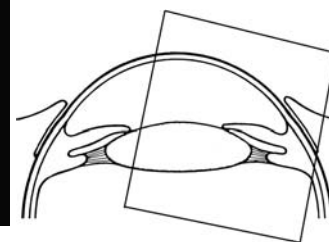
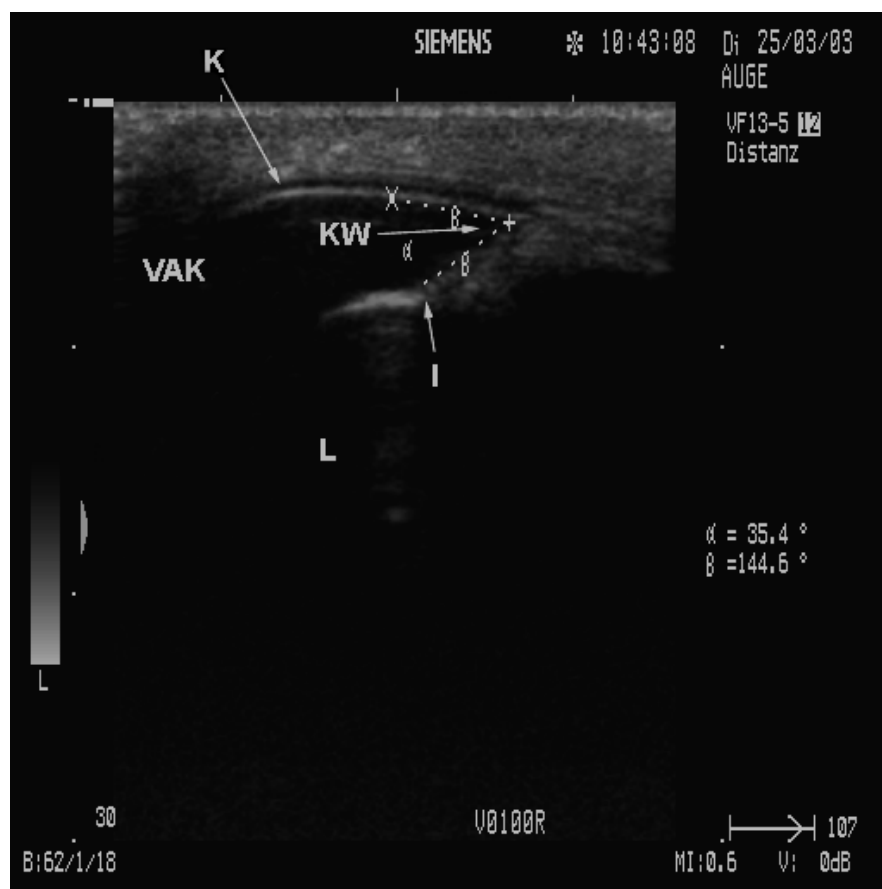


Abbildung 52 und 53 zeigen die Messung des nasalen und des temporalen Kammerwinkels an einem Auge, welches keine pathologischen Veränderungen aufwies. Der nasale Kammerwinkel beträgt $47,7^\circ$, der temporale $50,0^\circ$. Die folgenden Abbildungen zeigen Sonogramme von pathologisch veränderten Augen.

Abbildung 54: Warmblut, Wallach, 12 Jahre, OD, 12 MHz, Glaukom, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, KW: Kammerwinkel, I: Iris, L: Linse



In Abbildung 54 ist der Kammerwinkel des rechten Auges eines 12-jährigen Warmblut-Wallachs vermessen. Der Kammerwinkel beträgt hier $35,4^\circ$. Der Wallach war an einem Glaukom erkrankt.

Abbildung 55: Warmblut, Stute, 7 Jahre, OD, 12 MHz, Glaukom, K: Kornea, VAK: vordere Augenkammer, KW: Kammerwinkel, I: Iris, L: Linse

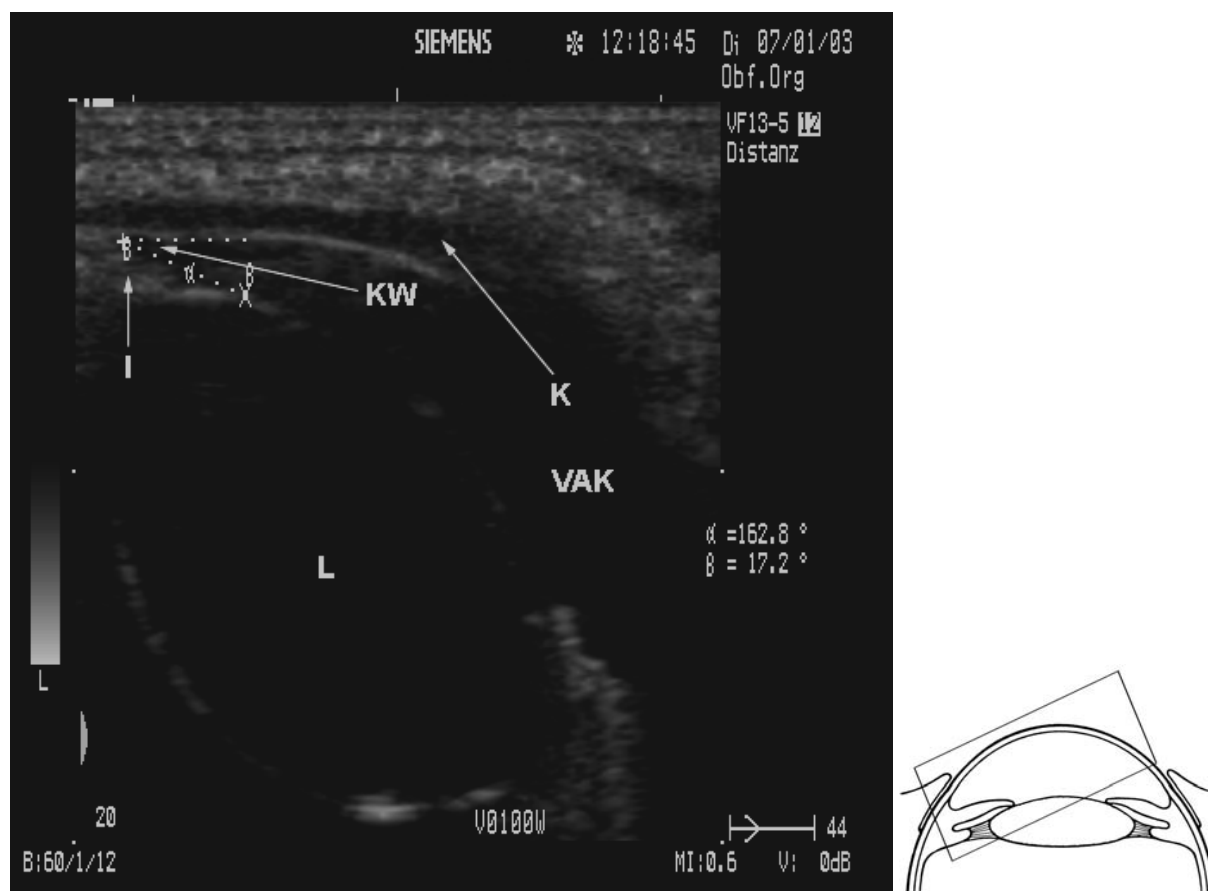


Abbildung 55 zeigt den nasalen Kammerwinkel einer 7 Jahre alten Warmblut- Stute, die an einem Glaukom erkrankt war. Der Kammerwinkel beträgt 17,2°.

E. Diskussion

E.1. Untersuchungsmethoden

E.1.1. Untersuchungsmaßnahmen

Für die sonographische Untersuchung des Pferdeauges wurden bisher lediglich konventionelle Ultraschallgeräte verwendet, die bis zu einer Frequenz von 10 MHz arbeiten. Mit diesen Geräten war es ohne Vorlaufstrecke nicht möglich, den vorderen Augenabschnitt darzustellen oder es gelang nur in einer nicht befriedigenden Qualität (Gevelhoff 1996). Bei Hunden wurde die Immersionsankopplung empfohlen, sie kam allerdings nur bei narkotisierten (Schiffer et al. 1982) oder sedierten Patienten (Gibson et al. 1998) zur Anwendung. In der Humanmedizin war die Anwendung der Ultraschallbiomikroskopie und der hochauflösenden Ophthalmosonographie von mit Methylzellulose gefüllten Augenkappen abhängig (Pavlin et al. 1991). Zur Verwendung in der Tiermedizin ist eine Sedation des zu untersuchenden Tieres sowie eine Lokalanästhesie der Kornea nötig. Zusätzlich sind die für die menschlichen Augen gefertigten Augenbecher für Beagles und kleinere Hunderassen zu groß und für größere zu klein (Gibson et al. 1998) und somit fürs Pferd nicht zu verwenden. Weiter ist der Einsatz bei unsedierten Pferden aufgrund des Lidreflexes und der Abwehrbewegungen nicht möglich.

Die ophthalmosonographische Untersuchung mit dem in dieser Arbeit verwendeten Siemens SONOLINE® Omnia wurde von den Pferden in der Regel problemlos toleriert. Es war wichtig, dass der Patient sich während der Untersuchung so wenig wie möglich bewegte, was in den meisten Fällen schon durch die Verbringung in einen ruhigen und abgedunkelten Raum gewährleistet war. Die Pferde tolerierten in der Regel die Untersuchung so gut, dass eine Fixation im Zwangsstand nicht nötig war. Sehr nervöse Tiere mussten zum Schutz von Mensch und Tier sediert werden oder es musste eine Nasenbremse angelegt werden. Dies war allerdings insgesamt nur dreimal der Fall. Die Sedation wird von verschiedenen Autoren entweder generell empfohlen (Miller 1991; Jurrat 1994; Mettenleiter 1995a) oder erforderlichenfalls zusätzlich eingesetzt (Rubin et al. 1968; Williams et al. 1995; Read et al. 1995). Jurrat (1994) weist darauf hin, dass bei Verwendung von Xylazin der Augeninnendruck sinkt, dies kann eventuelle Ergebnisse bei Messungen verfälschen. Auch für die Gewinnung von artefaktfreien Bildern war es wichtig, dass die Pferde nicht mit dem Kopf schlugen und sonstige Körperbewegungen machten.

Die sonographische Untersuchung in Vollnarkose war ohne Probleme durchführbar.

Das richtige Anlegen des Schallkopfes an das Augenlid erfordert etwas Übung, vor allem wenn durch Augenbewegungen die richtige Schnittebene nicht erreicht werden kann. Zur guten Ankopplung muss genügend Ultraschallgel verwendet werden und gegebenenfalls (bei Rassen mit langen Haaren) sollten diese entfernt werden. Ein Rasieren war nicht nötig. In der Literatur gibt es verschiedene Angaben bezüglich der verschiedenen Ankopplungsmethoden. Hillyer (1993), Jurrat (1994), Read und Barnett (1995) sowie Williams et al. (1995) erreichen durch direktes Aufsetzen auf die Kornea eine wesentlich bessere Bildqualität als bei der transpalpebralen Technik. Williams et al. (1995) weisen darauf hin, dass häufig nur eine transpalpebrale Untersuchung von den Tieren toleriert wird. Dies kann bestätigt werden, vor allem wenn die Pferde keine Oberflächenanästhesie der Kornea erhalten haben. Die in dieser Arbeit mit der transpalpebralen Methode erreichte Bildqualität stand der direkten Methode in keiner Weise nach. Ein zu starker Druck bei der Ankopplung ist zu vermeiden. Er führt verstärkt zu Artefakten und lässt die vordere Augenkammer flacher als normal erscheinen. Außerdem kann der Druck zu einer temporären intraokulären Druckerhöhung führen, die an Schweineaugen je nach Untersucher bis 15 mm Hg betrug (Williamson et al. 1993). Es soll hier schon mal darauf hingewiesen werden, dass der größte Qualitätsverlust beim transferieren der Bilder auf den PC zustande kam. Die Bildqualität im laufenden Bild ist um einiges besser, als die Qualität der Bilder in dieser Arbeit. Ein weiterer Vorteil der transpalpebralen Methode liegt darin, dass es zu keiner Irritation der Kornea kommt. Bei Patienten die wegen einer Hornhautverletzung mit Hyphäma untersucht werden müssen, stellt die transpalpebrale Methode ebenfalls die schonendere Methode dar. Miller (1991) sowie Read und Barnett (1995) untersuchen dann transpalpebral, wenn bereits eine Irritation der Hornhaut besteht.

Für die Darstellung des anterioren Augenabschnittes empfehlen Hillyer (1993), Jurrat (1994), Mettenleiter (1995a), Read und Barnett (1995) die Verwendung einer Vorlaufstrecke. Über die Beschaffenheit der Vorlaufstrecke werden verschiedene Angaben gemacht. Williams et al. (1995) erwähnt die transpalpebrale Methode als gleichwertig. Dies kann durch die vorliegende Untersuchung bestätigt werden.

Distanz- und Flächenmessungen konnten nur am eingefrorenen Bild vorgenommen werden. Mit der vorhandenen Softwareversion (2.1) war leider eine Nachbearbeitung gespeicherter Daten am Gerät selbst nicht möglich.

E.1.2. Schallkopf und Gerät

Der Schallkopf liefert bei einer Frequenz von 12 MHz aufgrund seiner hohen Auflösung gute Bilder vom vorderen und hinteren Augenabschnitt. Da bei dieser Frequenz die maximale Eindringtiefe auf 40 mm begrenzt ist, ist es möglich den Schallkopf auf 10 MHz umzustellen, womit sich die Eindringtiefe auf 60 mm vergrößert. Dies reicht beim Pferd unter normalen Umständen für den Retrobulbärraum aus. Ist auch diese Eindringtiefe nicht ausreichend, so hat man die Option, mit einer Frequenz von 8 MHz zu arbeiten, wobei sich die Eindringtiefe noch mal auf 80 mm vergrößert. Es nimmt allerdings dann die Auflösung ab. Der Fokusbereich kann frei gewählt werden und bis auf vier Fokuszonen erweitert werden. Außerdem ist die Möglichkeit gegeben, gewünschte Bereiche bis zum fünffachen zu vergrößern. Im Gegensatz zu speziellen Sonographiegeräten für die Ophthalmologie, deren Einsatz auf das Auge beschränkt ist, lässt sich der VF 13 - 5 auch bei sonographischen Untersuchungen der Hoden, Haut oder auch bei orthopädischen Fragestellungen einsetzen. Er wurde im Rahmen dieser Arbeit als erster Hochfrequenzschallkopf im Linear- Array-Verfahren zur Darstellung des vorderen Augenabschnittes und der Netzhaut-Glaskörper- Peripherie beim Pferd eingesetzt.

Die Auflösung des VF 13 - 5 Linear- Array- Schallkopfes liegt deutlich unter dem eines Ultraschallbiomikroskops, was die Beurteilung feinsten Strukturen und die Trennung von Geweben am gesunden Auge im Vergleich mit der Ultraschallbiomikroskopie einschränkt. Die Darstellung feinsten Grenzflächen wie z. B. die unveränderten Zonulafasern bleibt weiterhin eine Domäne der 50 MHz- Schallköpfe (Pavlin et al. 1992a; Roters et al. 2001). Das Problem ist allerdings, dass durch die geringe Eindringtiefe von fünf mm ihre Anwendung auf den vorderen Augenabschnitt beschränkt bleibt. So kann z. B. noch nicht einmal beim Menschen die Linse in ihrer Gesamtheit dargestellt werden und Tumore oftmals nicht in ihrer gesamten Ausdehnung erfasst werden, was den zusätzlichen Einsatz eines konventionellen Ultraschallgerätes erforderlich macht (Pavlin et al. 1995). Beim Pferd wäre die Darstellung der Iris und des gesamten Kammerwinkels aufgrund des größeren Augapfels gar nicht möglich. Es wird in der Humanmedizin auch bei reiner Vorderabschnittsfragestellung immer noch zusätzlich ein konventioneller Sonograph verwendet. Als limitierender Faktor stehen auch in der Humanmedizin die hohen Kosten.

In der Literatur wird immer wieder darauf hingewiesen, dass Schallköpfe mit einer Frequenz von 10 MHz nur für den vorderen Bulbusabschnitt am Pferd gut geeignet sind. Die geringe Eindringtiefe limitiert die praktische Anwendung (Jurrat 1994). Für

die weiter proximal gelegenen Strukturen, wie den Glaskörper und retrobulbäre Strukturen werden Schallköpfe mit einer Frequenz von 5 - 7,5 eingesetzt (Freestone et al. 1989; Miller 1991; Read et al. 1995; Mettenleiter 1995a; Gevelhoff 1996). Auch hier bietet der verwendete Schallkopf VF 13 - 5 den Vorteil, dass er flexibel eingesetzt werden kann und es nicht mehrerer Geräte bedarf.

Es ist mit dem verwendeten Schallkopf nicht möglich einen Amplitudenmodus zuzuschalten. Die Distanzmessungen müssen daher im B- Mode erfolgen, obwohl normalerweise für Distanzmessungen der A- Mode verwendet wird. Cottrill et al. (1989) zeigten am Hundeauge, dass auch mittels B- Mode verlässliche Entfernungsmessungen durchgeführt werden können. Die eigenhändig durchgeführten Messungen konnten bei diesem Gerät mit einer Genauigkeit von 0,1 mm erfolgen. Dies ist für die zu messenden Distanzen in der Pferdeophthalmologie ausreichend.

Als größter Nachteil erweisen sich die hohen Anschaffungskosten des Siemens SONOLINE® Omnia und des Schallkopfes VF 13 - 5. Da der Untersucher aber die Möglichkeit hat die Frequenz frei zu wählen, erweist sich das Gerät als sehr flexibel und kann in einer Klinik für viele weitere Fragestellungen genutzt werden. Das Gerät verfügt außerdem über eine Fülle von zusätzlichen Funktionen, die den Einsatz in der gesamten Ultraschalldiagnostik ermöglichen.

E.2. Sonographische Darstellung

E.2.1. Normale Anatomie des gesunden Bulbus

Das Auge bietet im Gegensatz zu anderen Organen aufgrund seiner anatomischen Lage und den hohen Impedanzunterschieden der einzelnen Strukturen sehr gute Voraussetzungen für die sonographische Darstellung (Eisenberg 1985). Für die Beurteilung von pathologischen Veränderungen ist eine gute Kenntnis des sonographischen Normalbefundes wichtig. Es wird im folgenden auf den Vergleich zwischen konventioneller Sonographie und hochauflösender genauer eingegangen. Die Darstellung des klinisch unauffälligen Auges entspricht den Angaben aus der Literatur (Rogers et al. 1986; Miller 1991; Hillyer 1993; Jurrat 1994; Williams et al. 1995; Read et al. 1995; Mettenleiter 1995a), wobei dank der höheren Auflösung des VF 13 - 5 Schallkopfes die Darstellung einzelner Strukturen detaillierter ist und Strukturen sichtbar gemacht werden konnten, die mit der herkömmlichen Sonographie nicht darstellbar waren.

Am vorderen Augenabschnitt konnten alle relevanten Strukturen sichtbar gemacht werden. Es war ohne die Verwendung einer Vorlaufstrecke möglich, die Lider und die Kornea darzustellen; dies gelingt mit der konventionellen Sonographie nicht (Hillyer 1993; Mettenleiter 1995a). Es ist mit der hochauflösenden Sonographie möglich, die Kornea viel deutlicher im Sonogramm nachzuweisen, als das mit herkömmlichen Geräten der Fall ist. Es kann sehr deutlich zwischen Epithel, Stroma und Endothel mit Descemet'scher Membran unterschieden werden. Sklera und Konjunktiva konnten von der Hornhaut abgegrenzt werden, wobei eine Differenzierung untereinander nicht möglich war.

Die Iris lässt sich mit herkömmlichen Geräten als schmale, mittelgradig echogene, halbkreisförmig gebogene Kontur darstellen (Mettenleiter 1995a; Jurrat 1997). Bei einer Eindringtiefe von 20 mm und einer Frequenz von 12 MHz lässt sich die Iris sehr deutlich vom umgebenen Gewebe abgrenzen. Sie präsentiert sich mittelreflektiv, geringgradig inhomogen und als deutlicher Streifen zwischen vorderer und hinterer Augenkammer. Selbst die verschiedenen Öffnungsstadien der Pupille lassen sich erfassen. Auch die rundlichen Traubenkörner können sehr deutlich als mäßig echogene Kugeln nachgewiesen werden. Laut Jurrat (1997) bildet sich der Ziliarkörper als schmales, dreieckiges Gebilde mittlerer Echogenität ab, wobei an der Irisbasis nicht genau zwischen dieser und dem Ziliarkörper zu differenzieren ist. Mittels der hochauflösenden Sonographie ist eine genaue Differenzierung der beiden Strukturen möglich. Es gelingt immer die Darstellung der hinteren Augenkammer.

Die Zonulafasern konnten am gesunden Pferdeauge nicht ermittelt werden. Dies deckt sich mit der Literatur aus der Humanmedizin. Dort gelingt die Darstellung auch nur mit dem Ultraschallbiomikroskop (Ludwig et al. 1999).

Der Kammerwinkelbereich war in der Regel gut zu erkennen. Dies wird in der Literatur nicht erwähnt. Es konnten in dieser Arbeit verschiedene Messungen sowohl des physiologischen Kammerwinkels als auch des pathologischen gemacht werden. In wie weit die Winkelmessungen von klinischem Nutzen sind, müssen weitere Untersuchungen klären.

Der hintere Bulbusabschnitt lässt sich gemäß den Angaben in der Literatur darstellen (Miller 1991; Hillyer 1993; Jurrat 1994; Williams et al. 1995; Mettenleiter 1995a; Gevelhoff 1996; Whitcomb 2002), wobei durch die bessere laterale und axiale Auflösung auch kleinste Details erkannt werden konnten.

Insgesamt lässt sich feststellen, dass mit dem verwendeten Ultraschallsystem im Vergleich zur konventionellen Sonographie eine deutlich verbesserte in- vivo-Darstellung der anatomischen Strukturen des Auges gelang. Es ist allerdings nicht möglich „mikroskopische“ Schnitte, wie sie mit dem Ultraschallbiomikroskop entstehen, anzufertigen (Pavlin et al. 1998). Es sei auch hier noch mal darauf hingewiesen, dass die Bildqualität am laufenden Bild um einiges besser ist, als die hier gezeigten Bilder.

E.2.2. Pathologische Veränderungen des Auges

Es wurden zum ersten Mal einige pathologische Veränderungen am Pferdeauge mittels hochauflösender Sonographie untersucht und dargestellt. Es wird dadurch das Verständnis für anatomische Strukturen und pathophysiologische Vorgänge verbessert.

E.2.2.1 Kornea

Krankheiten der Hornhaut, die mit einer Trübung einhergehen, stellen eine der häufigsten Indikationen für die Sonographie am Auge dar (Mettenleiter 1995b; Penninck et al. 2001). Gevelhoff (1996) weist generell eine Dickenzunahme der equinen Hornhaut im B- Mode nach, Mettenleiter spricht von einer generellen Zunahme der Echogenität. Sonst existieren keine Angaben über Sonogramme der equinen Hornhaut im B- Mode in der veterinärmedizinischen Literatur.

Hornhauttrübungen:

Hornhautödeme sind durch eine Dickenzunahme der Kornea gekennzeichnet. Das Stroma verdickt sich und die Echogenität der betroffenen Stromaschicht nimmt zu. Mit der hochauflösenden Sonographie ist es erstmalig möglich ohne Vorlaufstrecke die einzelnen Schichten der Kornea darzustellen. Es konnte sowohl die Dicke der Kornea vermessen werden, als auch der Heilungsverlauf verschiedener Erkrankungen verfolgt werden.

Hornhautverletzung:

Es konnte eine Schädigung des Epithels bei einem an einem Ulkus erkrankten Walach dargestellt werden. Aufgrund der Rupturgefahr wurde auf die Untersuchung tiefer gehender Hornhautverletzungen verzichtet. Im Falle einer aufgenähten Bindehautplastik lässt sich die darunter liegende Hornhaut im Sonogramm gut erkennen. Die ist vor allem im Zuge eines ebenfalls angelegten temporären Ankyloblepharon sehr hilfreich, da sonst das Auge post operativ nicht untersucht werden kann.

E.2.2.2 Vordere Augenkammer

Die Tiefe der vorderen Augenkammer sowie pathologische Strukturen ließen sich mit dem VF 13 - 5 gut darstellen. Verschiedene Distanz- und Winkelmessungen konnten ohne Probleme durchgeführt werden.

Hyphäma:

Frische Blutungen konnten nicht dargestellt werden, dies deckt sich mit der Aussage von Gevelhoff (1996). Organisiertes Blut erscheint je nach Lokalisation als unregelmäßig echogene Masse. Eine Abgrenzung zu Eiter und Fibrin gestaltet sich rein sonographisch als schwierig. Dies entspricht den Beschreibungen von Gonzalez (2001). Es war allerdings nach einem Trauma möglich, die Lokalisation des Risses in der Sklera nachzuweisen.

Hypopyon:

Infolge von Ausschwitzungen in die vordere Augenkammer kommt es zur Steigerung der Echogenität der sonst anechogenen vorderen Augenkammer (Hillyer 1993). In dieser Arbeit war es möglich, dies in Folge einer rezidivierenden Uveitis im Sonogramm nachzuweisen. Der Erguss stellt sich als hypoechogene Masse dar.

E.2.2.3 Iris

Die sonographische Untersuchung der Iris ermöglicht die Darstellung von pathologischen Strukturen. Größe und Morphologie konnten ermittelt werden, so dass eine Verlaufskontrolle möglich war. Es war möglich Lage, Dicke, Reflektivität und eventuelle Verklebungen zu bestimmen. Eine Miosis konnte sehr gut sonographisch erfasst werden. Dies deckt sich mit der Aussage von Poulsen Nautrup et al. (2001e).

Entzündungen:

Entzündliche Veränderungen der Iris zeigten sich durch Zunahme der Echogenität und der Dicke. Mit dem Ultraschallbiomikroskop werden die gleichen Befunde erhoben, allerdings in nochmals höherer und besserer Auflösung (Buchwald et al. 1999).

Vordere und hintere Synechie:

Die Darstellung von vorderen und hinteren Synechien gelang problemlos. Die Iris lässt sich als echogene Linie erkennen und verläuft zum jeweiligen Verklebungspunkt. Normalerweise sind Synechien keine Indikation für die Sonographie, aber bei stark getrübter Hornhaut oder hochgradigen Einlagerungen in die vordere Augenkammer kann die hochauflösende Sonographie sehr hilfreich sein. Auch für den post operativen Verlauf nach Synechiolyse bei getrübter Hornhaut hat sich die Sonographie in dieser Arbeit als sehr hilfreich erwiesen. Im Falle einer hinteren Synechie stellt sich die Linsenvorderfläche hyperechogen dar, wobei sich auf diese die verklebte echogene Iris legt. Die beiden Strukturen sind durch einen schmalen anechogenen Streifen getrennt. Mit der konventionellen Sonographie gelang es bisher nicht, die genauen Verklebungspunkte in so detaillierter Qualität darzustellen.

Seclusio pupillae:

In dieser Arbeit gelang es mit der hochauflösenden Sonographie eine Seclusio pupillae im Bild festzuhalten. Die Iris fällt als deutlicher durchgehender echogener Streifen auf. Dahinter liegt die hyperechogene Linsenvorderfläche. Beide sind durch einen schmalen anechogenen Streifen getrennt. In der veterinärmedizinischen Literatur sind keine Angaben über diesen sonographischen Befund zu finden.

Napfkucheniris:

Bei einer Napfkucheniris (Iris bombata) kommt es aufgrund von zirkulären Verklebungen des Pupillenrandes mit der Linse zum Stau von Kammerwasser. Dabei hebt sich die Iris von der Linsenvorderfläche, wobei sie an den Verklebungen fixiert bleibt. Mit der hochauflösenden Sonographie gelang es diesen Befund bei einer Stute darzustellen. Die Iris erscheint verdickt und so hyperechogen wie die Linsenvorderfläche. Das gestaute Kammerwasser zwischen Iris und Linse stellt sich anechogen dar. Über die Darstellung im Sonogramm bei einem Pferd gibt es in der tiermedizinischen Literatur keine Angaben.

E.2.2.4 Ziliarkörper

Der Ziliarkörper lässt sich mit herkömmlichen Ultraschallgeräten nur ungenügend differenzieren und von seiner Umgebung abgrenzen (Penninck et al. 2001; Gonzalez et al. 2001). Mit der hochauflösenden Sonographie gelang es, die genaue Lage, Größe und Echogenität im Ziliarkörperbereich darzustellen.

Zysten:

Es war mit dem VF 13 - 5 sehr gut möglich, Zysten in der vorderen Augenkammer nachzuweisen. Der große Nutzen liegt darin, dass es so ohne Probleme möglich ist, zwischen einem Tumor oder einer Zyste zu unterscheiden. Ein Melanom stellt sich homogen, mit mäßig echogener Struktur dar (Hillyer 1993), wobei sich bei einer Zyste nur die Hülle dieser echogen darstellt und der Inhalt anechogen ist. Die Zyste kann dann den Kammerwinkel verlegen und sekundär zu einem Glaukom führen. Dies ließ sich ebenfalls sehr gut darstellen.

E.2.2.5 Linse

Die Linse in ihrer Gesamtheit sowie die Zonulafasern waren nur bei pathologischen Prozessen sichtbar. Es war mittels der hochauflösenden Sonographie sehr gut möglich die Linse bei Lageveränderungen im Ultraschallbild sichtbar zu machen.

Katarakt:

Trübungen der Linse konnten genau lokalisiert werden und somit der Katarakttyp ebenfalls ermittelt werden. Lageveränderungen konnten auch bei getrübter Hornhaut sehr gut dargestellt werden. Sowohl in der humanmedizinischen als auch in der veterinärmedizinischen Literatur gibt es eine große Anzahl an Angaben der sonographischen Darstellung der verschiedenen Kataraktformen (Restori 1985; Dziezyc et al. 1988; Barr 1992; Coleman et al. 1992; Hillyer 1993; Jurrat 1994; Mettenleiter 1995b; Gevelhoff 1996). Die getrübte Linse bzw. die Areale die getrübt sind, stellen sich im Ultraschallogramm hyperechogen dar.

Linsluxation:

Mittels der hochauflösenden Sonographie war es möglich sowohl nach vorne als auch nach hinten luxierte Linsen darzustellen. Auch subluxierte Linsen konnten erfasst werden. Ein weiteres Einsatzgebiet der hochauflösenden Sonographie ist die Überprüfung des postoperativen Zustandes nach Phakoemulsifikation beim Pferd. Es gibt keine Angaben in der veterinärmedizinischen Literatur zu diesem Thema. Es

konnte mittels der hochauflösenden Sonographie der post operative Zustand nach Phakoemulsifikation überprüft werden. Die Linse stellte sich nicht mehr da.

Zonulafasern:

Über die Darstellbarkeit der Zonulafasern beim Pferd gibt es keine Angaben. Mit dem VF 13 - 5 war es nicht möglich die gesunden Zonulafasern im Sonogramm zu erkennen. Dies gelang allerdings bei stark gedehnten und entzündlich veränderten Fasern infolge eines Glaukoms.

E.2.2.6 Glaskörper

Glaskörperblutungen:

Blutungen im Bereich des Glaskörpers können mit der hochauflösenden Sonographie sehr gut erfasst werden. Der große Wert der Sonographie liegt im Erkennen der Ursachen der Blutung und um bei verhindertem ophthalmoskopischen Einblick, eine Aussage über weitere Schäden treffen zu können. Das sonographische Erscheinungsbild unterscheidet sich entsprechend dem Alter, dem Grad und der Ausdehnung der Blutung (Poulsen Nautrup et al. 2001e). Die nach einem Trauma akute Blutung ist schwer im Ultraschallbild zu erkennen. Wenn das Blut allerdings geronnen ist, stellt es sich in verschiedener Größe, Form und Echogenität im sonographischen Bild dar (Miller 1991). In dieser Arbeit konnten Blutungen verschiedener Art im laufenden Bild erkannt werden. Es fiel dabei auf, dass frische Blutungen erfasst werden konnten. Die Echogenität des Blutes nimmt mit der Zeit zu. In akuten Fällen fielen deutliche Fließbewegungen auf.

Entzündungsprodukte:

Pathologische Trübungen entstehen fast regelmäßig im Zusammenhang mit intraokulären Entzündungsprozessen. Es ist mit dem VF 13 - 5 problemlos möglich, auch kleinste Einlagerungen im Bild festzuhalten; es sei auch hier nochmalig darauf hingewiesen, dass sich kleinste Einlagerungen im bewegten Bild viel besser nachweisen lassen, als sie in den Bildern dieser Arbeit dokumentiert werden können. Dies deckt sich nicht mit der Aussage von Gevelhoff (1996), die die Dokumentation kleiner Einlagerungen als schwierig ansieht. Das beim Pferd häufig auftretende Problem der Differentialdiagnostik zwischen Glaskörpermembranen und Netzhautablösung stellt das größere Problem dar. Es sollte immer darauf geachtet werden, ob die Membranen frei beweglich sind oder ob es irgendwelche Anheftungsstellen an der Papille oder der Ora serrata gibt. Es lassen sich so beide Krankheitsbilder recht gut voneinander unterscheiden.

Synchysis scintillans:

Laut Poulsen Nautrup et al. (2001e) lässt sich das „Schneefall- Phänomen“ im Ultraschallbild gut sichtbar machen. Auch Mettenleiter (1995b) spricht von guter Darstellbarkeit beim Pferd. Mit der in dieser Arbeit eingesetzten hochauflösenden Sonographie gelang dies ebenfalls ohne Probleme. Die kleinen echogenen Einlagerungen bewegen sich und setzen sich langsam nach unten ab.

E.2.2.7 Augenhintergrund

Netzhautablösung (retinal detachment; ablatio retinae):

Das sonographische Bild der abgelösten Retina war identisch mit dem in der veterinärmedizinischen Literatur über konventionelle B- Mode Sonographie beschriebenen Erscheinungsbild (Jurrat 1994; Williams et al. 1995; Mettenleiter 1995b; Wilkie et al. 1997; Poulsen Nautrup et al. 2001e; Whitcomb 2002). Es wird immer wieder von dem typischen Erscheinungsbild gesprochen, was entweder als „möwenflügelartig“, V-förmig oder als gleichschenkliges Dreieck angesprochen wird. Dieses typische Bild konnte auch in dieser Arbeit nachvollzogen werden, aber nur in Einzelfällen. Nämlich nur dann, wenn die Netzhaut völlig abgelöst und noch an der Papille und der Ora serrata befestigt war. Bei den meisten vorgestellten Pferden stellte sich nur eine Netzhautfalte dar. Der Unterschied zu anderen membranösen Einlagerungen besteht darin, dass die Netzhaut eine höhere Echogenität aufweist und im laufenden Bild nicht so beweglich erscheint. Zeigt sich nicht das typische Bild einer Ablatio retinae, so bedarf es einiger Erfahrung, um eine partielle Netzhautablösung von anderen Membranstrukturen und hinteren Glaskörperabhebungen zu unterscheiden. In dieser Arbeit gelang es eine totale Netzhautablösung darzustellen. Die Netzhaut war sowohl an der Ora serrata und der Papille abgerissen und hatte sich zusammengefaltet direkt hinter die Linse gelegt. Sie stellte sich dort als unregelmäßige, echogene Masse dar. Bei Augenbewegung bewegte sie sich nicht. Dies deckt sich mit Rochels (1986).

E.2.2.8 Größenveränderungen des Bulbus

Glaukom:

Es war mit dem VF 13 - 5 möglich, mehrere sekundäre Glaukome unterschiedlicher Genese zu erfassen. So ließ sich als häufigste Form das sekundär Glaukom als Folge einer Uveitis darstellen. Es war ohne Probleme möglich die Größe des Auges zu bestimmen. Es sollte allerdings immer im Vergleich der gesunde Bulbus mit vermessen werden. Auch Barnett et al. (1998) schlägt dies vor. Um nahezu immer in der

gleichen Schnittebene zu schallen um dann das Auge zu vermessen, sollte man sich das Bild immer so einstellen, dass man sowohl den Reflex der Linsenrückfläche als auch die Sehnervenpapille gut im Bild nachvollziehen kann. Pro Auge sollte jeweils ein sagittaler als auch ein horizontaler Schnitt gemacht werden und dann der Mittelwert gebildet werden. Mettenleiter (1995b) berichtet, dass das Krankheitsbild des Glaukoms zu einer signifikanten Zunahme der Bulbuslänge und zu einer Verkleinerung der Vorderkammertiefe führt. Das konnte auch in dieser Arbeit nachvollzogen werden. Die pathologischen Veränderungen der vorangegangenen Uveitis waren sehr vielfältig und konnten gut im Sonogramm erkannt werden. Es war mit der hochauflösenden Sonographie auch immer möglich das Korneaödem je nach Ausmaß darzustellen. Bei vergrößertem Bulbus wurde generell der Augeninnendruck in mm Hg gemessen. Die Applanationstonometrie bestätigte die Diagnose. Bei einem 4-jährigen Warmblut- Wallach konnten mit dem VF 13 - 5 zwei Iriszysten dargestellt werden, die sowohl den nasalen als auch den temporalen Augenwinkel verlegten und somit den Kammerwasserabfluss behinderten. Es bildete sich sekundär ein Glaukom mit Korneaödem aus.

Phthisis bulbi:

Eine Phthisis bulbi tritt oft nach hochgradiger innerer Augenentzündung oder nach Trauma auf und geht mit Schrumpfung und Desorganisation des Bulbus einher (Barnett et al. 1998; Schäffer 1999). Im sonographischen Bild lässt sich sowohl die Verkleinerung des Augapfels als auch die Desorganisation des Bulbus darstellen (Mettenleiter 1995b). In dieser Arbeit konnte der durch Kryotechnik angefertigte Schnitt eines exstirpierten Bulbus mit dem sonographischen Bild vor Exstirpation verglichen werden. Dabei zeigte sich, dass die hochauflösende Sonographie in der Lage ist, die Desorganisation in Form von fast vollständig verlorengangenen Glaskörper und die hypotoniebedingte Schrumpfung des Augapfels darzustellen. Im makroskopischen Schnitt zeigte sich das gleiche Bild.

E.2.2.9 Messungen des Kammerwinkels

Die Region des Kammerwinkels ist in der Humanmedizin in der Glaukomdiagnostik von besonderer Bedeutung. Mit Hilfe der hochauflösenden Sonographie konnte die Diagnostik der Erkrankung des Kammerwinkels verbessert werden. Daneben bot sich durch das verbesserte Verständnis der Pathophysiologie die Möglichkeit neue Therapieansätze zu entwickeln (Münnich et al. 1995). Es kann so ebenfalls der Heilungsverlauf nach verschiedenen medikamentellen und chirurgischen Therapieformen beurteilt und verglichen werden (Pavlin et al. 1995; Roters et al. 2001). Die

Ultraschallbiomikroskopie bietet dort auch bei ungetrübter Hornhaut klare Vorteile gegenüber der Gonioskopie (Gibson et al. 1998). Mit Hilfe der hochauflösenden Sonographie in dieser Arbeit gelang es erstmalig, den Kammerwinkel auch beim Pferd darzustellen. Es wurden verschiedene Messungen des Winkels durchgeführt, wobei auffiel, dass der Kammerwinkel bei zwei an einem Glaukom erkrankten Pferden verkleinert war. Inwieweit die Vermessung des Kammerwinkels von klinischem Nutzen ist und ob eine Verkleinerung des iridokornealen Winkels zwangsläufig zu einem Glaukom führt, bleibt anderen Untersuchungen überlassen.

E.3. Schlussfolgerungen

Es ist mittels der hochauflösenden Sonographie mit dem VF 13 - 5 Schallkopf eine objektive Darstellung auch des vorderen Bulbusabschnittes von Pferdeaugen möglich. Der große Vorteil liegt in der sehr hohen Auflösung und der guten Darstellung bei einer Mittelfrequenz von 12 MHz. Die Eindringtiefe ist dann allerdings auf 40 mm begrenzt. Man hat aber die Möglichkeit, die Eindringtiefe bei Verkleinerung der Frequenz zu vergrößern.

Es handelt sich um eine schnelle und leicht anwendbare Methode, die keine Nachteile im Gegensatz zu herkömmlichen Augenultraschallgeräten aufweist. Zusätzlich ist das gesamte Gerät, genauso wie der Schallkopf, flexibel einsetzbar und ermöglicht auch die Untersuchung anderer Organsysteme. Es müssen allerdings die höheren Anschaffungskosten berücksichtigt werden.

Die hochauflösende Sonographie liefert dem Untersucher Bilder vom gesunden Pferdeauge in bisher nicht erreichter Qualität. Dabei zählen vor allem Bereiche des vorderen Bulbusabschnittes wie z.B. die Kornea, die Iris, der Kammerwinkel, der Ziliarkörper, hintere Augenkammer und auch die Linse. Aber auch die hinteren Abschnitte des Auges konnten mit sehr guter Qualität dargestellt werden. Es konnten viele Veränderungen erstmals sonographisch sichtbar werden.

Als besonders vorteilhaft stellte sich die Untersuchung von Kornea, Iris, Kammerwinkel, Ziliarkörper und der Linse heraus. Es konnten Diagnosen im Frühstadium gestellt werden. Aber auch bei getrübtter Kornea, getrübtter vorderer Augenkammer oder hochgradiger Miosis war das Ultraschallsystem mit dem VF 13 - 5 konventionellen System bei der Darstellung krankhafter Prozesse deutlich überlegen.

Die Position der Linse konnte auch bei getrübten Medien überprüft werden und luxierte Linsen waren ohne Probleme darzustellen. Es konnte ebenfalls der post operative Verlauf nach Phakoemulsifikation überprüft werden.

Von Interesse wäre eine größere Untersuchung des Kammerwinkels, hier vor allem im Hinblick auf die Glaukomdiagnostik. Inwieweit das von klinischem Nutzen wäre bleibt Folgeuntersuchungen überlassen.

Analog zur Humanmedizin können mit dem hochauflösenden Ultraschall Heilungsverläufe protokolliert und auch postoperative Verlaufskontrollen bei getrübten Medien durchgeführt werden. Es ist hier die Darstellung von Strukturen möglich, die mit der konventionellen Sonographie nicht möglich ist.

Auch kann die hochauflösende Sonographie im Hinblick auf die Planung von Operationen bei getrübten Medien sowohl im vorderen als auch im hinteren Augenabschnitt eine Bereicherung sein.

Die Darstellung kleinster Details im vorderen Augenabschnitt bleibt weiterhin die Aufgabe von Ultraschallbiomikroskopen. Allerdings ist ihr Anwendungsbereich durch die geringe Eindringtiefe limitiert und es muss auch in der Humanmedizin gleichzeitig eine konventionelle sonographische Untersuchung durchgeführt werden. Hier ist der VF 13 - 5 dem Ultraschallbiomikroskop überlegen. Aufgrund der variablen Eindringtiefe ist eine Untersuchung des ganzen Bulbus und retrobulbärer Strukturen möglich. Man hat somit die Möglichkeit mit nur einem Schallkopf das gesamte Auge und die Adnexe zu untersuchen. Dies verkürzt die Untersuchungszeit erheblich, was vor allem bei unruhigen und nervösen Pferden von großem Vorteil ist.

Es kommt noch hinzu, dass das Ultraschallbiomikroskop nicht mehr im Handel erhältlich ist und die Anwendung am Pferdeauge sich als sicherlich schwer darstellen würde. Einerseits müsste das Tier sediert werden, andererseits wäre die Immersionsankopplung beim Pferd wahrscheinlich überhaupt nicht durchführbar. Des Weiteren würde die geringe Eindringtiefe eines Ultraschallbiomikroskopes von fünf mm beim Pferd wahrscheinlich noch nicht einmal ausreichen die Iris darzustellen.

Trotz der im Vergleich schlechteren Auflösung des verwendeten Transducers lassen sich die erstellten Bilder mit histologischen Schnittbildern kleiner Vergrößerung vergleichen.

Die hochauflösende Sonographie ist eine wertvolle Ergänzung in der ophthalmologischen Untersuchung des Pferdeauges. Da die Ultraschalluntersuchung auch aufgrund der sinkenden Preise der Geräte in den letzten Jahren in immer mehr tierärztliche Kliniken und Praxen Einzug gehalten hat, bleibt zu hoffen, dass auch die hoch-

auflösende Sonographie eine weite Verbreitung finden wird. Momentan bleibt sie allerdings aufgrund des hohen Preises speziellen Kliniken vorbehalten.

F. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wurde erstmalig beim Pferd ein hochauflösender Linear-Array-Schallkopf mit einer Mittelfrequenz von 12 MHz sowohl zur sonographischen Darstellung des vorderen Augenabschnittes als auch des hinteren Bulbusabschnittes eingesetzt. Ziel war vor allem die Darstellung des vorderen Augenabschnittes, wobei sowohl die normale Anatomie als auch einige ausgewählte pathologische Veränderungen präsentiert werden konnten. Als Ultraschallsystem diente das SONOLINE® Omnia der Firma Siemens mit dem Linearschallkopf VF 13 – 5.

75 Patienten unterschiedlichen Alters, Geschlechts und verschiedener Rassen wurden zunächst einer eingehenden ophthalmologischen Untersuchung unterzogen. Anschließend erfolgte die sonographische Untersuchung im Stehen, wobei zwei augengesunde Pferde zusätzlich in Vollnarkose untersucht wurden. Die Sonographie wurde transpalpebral, ohne Vorlaufstrecke und überwiegend ohne Lokalanästhesie durchgeführt. Da es sich um eine schmerzlose und nicht invasive Untersuchungsmethode handelt, war eine Sedation des Patienten in der Regel nicht nötig. Lediglich zwei Pferde mussten wegen unruhigen Verhaltens sediert werden. Sofern das kontralaterale Auge ophthalmologisch unverändert erschien, diente es als Kontrolle. Im Anschluss an die Untersuchung traten keine untersuchungsbedingten ophthalmologischen Probleme auf.

Die hochauflösende Ophthalmosonographie liefert dem Untersucher Bilder vom gesunden und pathologisch veränderten Pferdeauge in bisher nicht erreichter Qualität. Die dabei entstehenden Bilder ähneln histologischen Schnittbildern niedriger Vergrößerung.

Neben den hinteren Augenabschnitten konnten in dieser Arbeit vor allem Bereiche des vorderen Bulbusabschnittes wie z.B. die Kornea, die Iris, der Kammerwinkel, der Ziliarkörper, die hintere Augenkammer und auch die Linse in herausragender Qualität dargestellt werden. Mittels der hochauflösenden Sonographie gelang es erstmals eine Reihe pathologischer Veränderungen dieser Strukturen darzustellen.

Ein besonderer Vorteil des VF 13 – 5 liegt darin, dass der Schallkopf durch seine variable Eindringtiefe sehr flexibel am Auge einsetzbar ist und daher eine Untersuchung des ganzen Auges mit nur einem Gerät möglich ist.

An ausgewählten Augen wurde der Kammerwinkel vermessen; inwieweit die Ergebnisse von klinischem Nutzen sind, müssen Folgeuntersuchungen klären.

Untersuchungsschwerpunkte der hochauflösenden Sonographie am Auge sind Läsionen der Kornea, der Iris, des Ziliarkörpers, der Linse, der vorderen und hinteren Augenkammer, als auch Verlaufskontrollen nach Operationen wie Linsenextraktionen oder Synechiolysen bei opaken optischen Medien.

Im Vergleich mit Literaturmitteilungen über Ultraschallbiomikroskopie in der Humanmedizin zeigt sich diese zwar in der Darstellung feinsten Strukturen der hochauflösenden Sonographie gegenüber überlegen, allerdings ist das hier verwendete Gerät durch seine größere Eindringtiefe, leichtere und flexiblere Anwendbarkeit für Fragestellungen in der Pferdemedizin insgesamt als gute Alternative zu werten.

G. Summary

High resolution ultrasound in equine ophthalmology

Marc A. Cronau

In this study, a high resolution linear-array ultrasound probe with a median frequency of 12 MHz was applied for the first time in equine ophthalmology to display both the anterior and posterior segments of the eye. This research project concentrated primarily on the anterior segment of the eye. Normal anatomy, as well as some specific eye problems, could be displayed. The device for this application was a Siemens SONOLINE® Omnia with the linear-array-transducer VF 13–5.

A total of 75 horses of various age, sex and breed were examined. Initially, each horse was subjected to direct ophthalmoscopy followed by an ultrasound examination. All examinations except two were performed on standing animals. Two horses with no anatomical eye changes were examined under general anaesthesia for other reasons. Transpalpebral ocular ultrasonography was carried out without the use of an offset device. Local anesthesia proved to be unnecessary in the majority of horses. Sedation was rarely required due to the non-invasive nature of the examination. Only two intractable horses were sedated in order to facilitate the procedure. The contralateral eye served as a control providing it was free from ocular pathology. No adverse reactions resulting from ultrasound examination were observed throughout the course of this study.

High definition ocular ultrasonography provides the examiner with images of unprecedented quality from healthy as well as pathologically changed equine eyes. The resulting images resembled those of lower magnification histological sections.

In this study, in addition to the posterior segment of the eye, it was also possible to view several anterior structures, such as: cornea, iris, iridocorneal angle, ciliary body, posterior chamber, as well as the lens in unparalleled quality. Using high-resolution ultrasonography it was possible to demonstrate a series of pathological changes of the anterior structures listed above.

One distinct advantage of the VF 13-5 transducer lies in its variable depth of penetration. This allows much versatility and enables complete ocular ultrasonography to be performed using a single device.

The iridocorneal angle was measured on selected eyes. The clinical importance of these results has yet to be determined.

Priorities of high resolution ocular ultrasonography are to recognize lesions of the cornea, iris, ciliar body, lens, anterior and posterior chambers, as well as providing post-operative control following lens extraction or synechotomy on severely opaque optical media.

The ultrasound biomicroscope used in human medicine is superior to the high resolution ultrasound scanner regarding the presentation of fine tissue. Yet, the scanner used in this study proves an appropriate alternative with regard to its higher penetration, ease of use and more flexible application to problems encountered in equine medicine.

H. Literaturverzeichnis

1. ABRAMS, K. L.(1990)
Ultrasound/ CT diagnosis.
Vet Radiol Ultrasound; 31; 186- 88
2. ATTA, H. R.(1999)
New applications in ultrasound technology.
Br J Ophthalmol; 83; 1246- 49
3. AUBIN, M. L., POWELL, C. C., GIONFRIDDO, J. R., FAILS, A. D.(2003)
Ultrasound biomicroscopy of the feline anterior segment.
Vet Ophthalmol; 6; 15- 17
4. BARNETT, K. C., CRISPIN, S. M., LAVACH, J. D., MATTHEWS, A. G.(1998)
Augenkrankheiten beim Pferd.
In: Augenkrankheiten beim Pferd. 1. Auflage
Verlag Schlütersche, Hannover
5. BARR, F.(1992)
Grundlagen des diagnostischen Ultraschalls.
In: Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 1. Auflage
Verlag Gustav Fischer, Stuttgart, Jena, New York, S. 1- 19
6. BARTHOLOMEW, L. R., PANG, D. X., SAM, D. A., CAVENDER, J. C.(1997)
Ultrasound biomicroscopy of globes from young adult pigs.
Am J Vet Res; 58; 942- 48
7. BASHER, A. W., SEVERIN, G. A., CHAVKIN, M. J., FRANK, A. A.(1997)
Orbital neuroendocrine tumors in three horses.
J Am Vet Med Assoc; 210; 668- 71
8. BAUM, G.(1956)
The effect of ultrasonic radiation upon the eye and ocular adnexa.
Am J Ophthalmol; 42; 696- 706
9. BAUM, G.(1965)
A discussion of acoustic artifacts in ophthalmic ultrasonography.
Am J Ophthalmol; 60; 493- 98

10. BAUM, G., GREENWOOD, I.(1958)
The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. II. Ultrasonic slit lamp in the ultrasonic visualization of soft tissues.
Ama Arch Ophthalmol; 60; 263- 79
11. BERGMANN, U., GUTHOFF, R.(1994)
Klinische Entscheidungshilfen durch die Ultraschallbiomikroskopie.
Klin Monatsbl Augenheilkd; 205; 361- 63
12. BERGMANN, U., GUTHOFF, R.(1995)
Ultraschallbiomikroskopie zur Abklärung von Raumforderungen des Bulbusvorderabschnittes.
Ophthalmologe; 92; 844- 48
13. BROOKS, D. E.(1999)
Diagnostic imaging.
In: Gelatt K. N. (Hrsg.). Veterinary Ophthalmology. 3. Auflage
Lippincott/Williams, Baltimore/USA, S. 467- 82
14. BROOKS, D. E.(1999)
Orbit.
In: Auer, J. A., Stick, J. A. (Hrsg.). Equine surgery. 2. Auflage
Saunders W B, Philadelphia/USA, S. 497- 508
15. BUCHWALD, H. J., SPRAUL, C. W., WAGNER, P., LANG, G. K.(1999)
Ultraschallbiomikroskopie bei Irisbefunden.
Ophthalmologe; 96; 108- 13
16. BYRNE, S. F., GREEN, R. L.(1992)
Artifacts.
In: Byrne, S. F., Green, R. L. (Hrsg.). Ultrasound of the eye and orbit
Mosby Year Book, St. Louis/USA, S. 463- 66
17. CHOH, V., SIVAK, J. G., IRVING, E. L., WONG, W.(2002)
Ultrasound biomicroscopy of the anterior segment of the enucleated chicken eye during accommodation.
Ophthalmic Physiol Opt; 22; 401- 08
18. COLEMAN, D. J., LIZZI, F., WEININGER, R., BURT, W. J.(1970)
Vitreus Dispersion by Ultrasound.
Ann Ophthalmol; 2; 389- 96

19. COLEMAN, D. J., SILVERMAN, R. H., DALY, S. M., RONDEAU, M. J.(1998)
Advances in ophthalmic ultrasound.
Radiol Clin North Am; 36; 1073- 82
20. COLEMAN, D. J., WOODS, S., RONDEAU, M. J., SILVERMAN, R. H.(1992)
Ophthalmic ultrasonography.
Radiol Clin North Am; 30; 1105- 14
21. 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
22. DIETLEIN, T. S., ENGELS, B. F., JACOBI, P. C., KRIEGLSTEIN, G. K.(2003)
UBM- guided chamber angle surgery for glaucoma management: an experimental study.
Eye; 17; 340- 45
23. DONN, A.(1955)
Ultrasonic wave liquefaction of the vitreous humor in living rabbits.
Arch Ophthalmol; 53; 215- 23
24. DZIEZYC, J., HAGER, D. A.(1988)
Ocular ultrasonography in veterinary medicine.
Semin Vet Med Surg; 3; 1- 9
25. DZIEZYC, J., HAGER, D. A., MILLICHAMP, N. J.(1987)
Two- dimensional real- time ocular ultrasonography in the diagnosis of ocular lesions in dogs.
J Am Anim Hosp Assoc; 23; 501- 508
26. EISENBERG, H. M.(1985)
Ultrasonography of the eye and orbit.
Vet Clin North Am Small Anim Pract; 15; 1263- 74
27. ESSER, M.(1996)
B- Mode Ultraschalldiagnostik bei Augenerkrankungen des Pferdes.
Hannover; Tierärztliche Hochschule; Dissertation
28. FARROW, C. S.(1996)
How ultrasound works.
In: Green, R. W. (Hrsg.). Small Animal Ultrasound
Lippincott- Raven Publishers, Philadelphia, S. 7- 27

29. FIELDING, J. A.(1992)
Imaging the eye with ultrasound.
Br J Hosp Med; 47; 805- 15
30. FLÜCKIGER, M.(1990)
Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze.1. Funktionsweise, Geräte, Biologische Wirkung.
Schweiz Arch Tierheilkd; 132; 275- 82
31. FOSTER, F. S., PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K. A., CHRISTOPHER, D. A.,
TURNBULL, D. H.(2000)
Advances in ultrasound biomicroscopy.
Ultrasound Med Biol; 26; 1- 27
32. FREESTONE, J. F., GLAZE, M. B., PECHMAN, R., MCCLURE, J. R.(1989)
Ultrasonic identification of an orbital tumour in a horse.
Equine Vet J; 21; 135- 36
33. FRIES, U., MULLER, H. M., HEIDER, W.(1996)
Darstellbarkeit (Auflösung und Quantifizierung) von Hornhautbefunden mittels
Ultraschallbiomikroskopie (UBM).
Ophthalmologe; 93; 257- 61
34. FRITSCH, R., GERWING, M.(1993)
Physikalische und technische Grundlagen der Sonographie.
In: Fritsch, R., Gerwing, M. (Hrsg.). Sonographie bei Hund und Katze
Verlag Enke, Stuttgart, S. 3- 27
35. GELATT, K. N.(1981)
Ophthalmic Examination and Diagnostic Procedures.
In: Gelatt, K. N. (Hrsg.). Veterinary Ophthalmology. 1. Auflage
Lea&Febiger, Philadelphia, S. 206- 261
36. GERHARDS, H.(1988)
Klinische und ophthalmologische Befunde während der Entwicklung eines primär intraokulären
Tumors beim Pferd.
Pferdeheilkunde; 4; 31- 34
37. GERHARDS, H.(1990)
Manuskript zur Vorlesung über Augenkrankheiten.
Tierärztliche Hochschule Hannover

38. GERHARDS, H.(2003)
Uveitis bei Pferden- Diagnose und Therapie.
Proceedings Pferdeheilkunde Curriculum Ophthalmologie 28.02.- 02.03. Berlin 03
39. GERHARDS, H., WOLLANKE, B.(2003)
Anatomie und Physiologie von Auge und Visus.
Proceedings Pferdeheilkunde Curriculum Ophthalmologie 28.02.- 02.03. Berlin 03
40. GEVELHOFF, I.(1996)
Ultraschalldiagnostik in der Pferdeophthalmologie.
München; Tierärztliche Fakultät; Dissertation
41. GIBSON, T. E., ROBERTS, S. M., SEVERIN, G. A., STEYN, P. F., WRIGLEY, R. H.(1998)
Comparison of gonioscopy and ultrasound biomicroscopy for evaluating the iridocorneal angle in dogs.
J Am Vet Med Assoc; 213; 635- 38
42. GONZALEZ, E. M., RODRIGUEZ, A., GARCIA, I.(2001)
Review of ocular ultrasonography.
Vet Radiol Ultrasound; 42; 485- 95
43. GUTHOFF, R.(1999)
Die Rolle der Ultraschallsonographie im Rahmen der Ophthalmo- Onkologie.
Der Onkologe; 9; 766- 70
44. GUTHOFF, R., GUTHOFF, K.(1987)
Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 1: Methodik, Trübungen der brechenden Medien.
Zeitsch prakt Augenheilk; Sonderdr.; 6; 3-8
45. GUTHOFF, R., GUTHOFF, K.(1988)
Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Teil 2: Intraokulare Raumforderungen, Sehnerven- und Orbitaerkrankungen.
Zeitsch prakt Augenheilk; Sonderdr.; 1; 9- 18
46. GUTHOFF, R. F., PAULEIKOFF, D., HINGST, V.(1999)
Methoden in der bildgebenden Diagnostik in der Augenheilkunde: Ultraschallsonographie.
In: Guthoff R.F., Pauleikoff D. u. Hingst V. (Hrsg.). Bildgebende Diagnostik in der Augenheilkunde
Verlag Enke, Stuttgart

47. **HARDMAN, C., MCILNAY, T. R., DUGAN, S. J.(2001)**
Phacofragmentation for morgagnian cataract in a horse.
Vet Ophthalmol; 4; 221- 25
48. **HERRING, D. S., BJORNTON, G.(1989)**
Physics, facts, and artifacts of diagnostic ultrasound.
Semin Vet Med Surg (Small Anim); 4; 2- 12
49. **HILLYER, M. H.(1993)**
Ocular ultrasonography in the horse.
Vet Ann; 33; 131- 137
50. **HILZ, E.(1969)**
Physics and technology of ultrasonic diagnosis.
Elektromed Biomed Tech; 14; 215- 21
51. **HOFFMANN, I.(2002)**
Hochauflösende Sonographie des vorderen Bulbusabschnittes und seiner Adnexe beim Hund.
München; Tierärztliche Fakultät; Dissertation
52. **HOLMES, J. H., HOWRY, D. H.(1963)**
Ultrasonic diagnosis of abdominal disease.
Am J Dig Dis; 8; 12- 32
53. **HOLMES, J. H., HOWRY, D. H., POSAKONY, G. J., CUSHMAN, C. R.(1954)**
The ultrasonic visualization of soft tissue structures in the human body.
Trans Am Clin Climatol Assoc; 66; 208- 25
54. **HOWRY, D. H. BLISS W. R.(1952)**
Ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body.
J Lab Clin Med; 40; 579- 92
55. **HVT(2003)**
Satzung und Ordnung des Hauptverbandes für Traberzucht und -Rennen e.v.
Teil B- Trabrennen; I. Teilnehmer an Trabrennen; b) Zulassung der Pferde § 28 Grundregeln;
Abschnitt 3 e)
56. **JURRAT, T.(1994)**
Untersuchungen zur Anwendung der ophthalmologischen Ultraschalldiagnostik (B-
Bildverfahren) am Pferdeauge.
Freie Universität Berlin; Tierärztliche Fakultät; Dissertation

57. JURRAT, T.(1997)
Die sonographische Untersuchung des Pferdeauges.
Prakt Tierarzt; 78; 1009- 1116
58. KIRBERGER, R. M.(1995)
Imaging Artifacts in Diagnostic Ultrasound- a review.
Ultrasound; 36; 297- 306
59. KOCH, S. A., RUBIN, L. F.(1969)
Diagnostic ultrasonography of the dog eye.
J Small Anim Pract; 10; 357- 61
60. KÖNIG, H. E., LIEBICH, H. G.(1999)
Sehorgan.
In: Anatomie der Haussäugetiere. Lehrbuch und Farbatlas für Studium und Praxis. Band II.,
Organe, Kreislauf- und Nervensystem
Verlag Schattauer, Stuttgart, New York, S. 287- 308
61. KREMKAU, F. W., TAYLOR, K. J.(1986)
Artifacts in ultrasound imaging.
J Ultrasound Med; 5; 365- 75
62. LEON, A.(1988)
Diseases of the vitreous in the dog and cat.
J small Anim Pract; 29; 448- 461
63. LINDAHL, I. L.(1966)
Detection of pregnancy in sheep by means of ultrasound.
Nature; 212; 642- 43
64. LIST, S.(2002)
Dreidimensionale Sonographie am Auge des Pferdes.
München; Tierärztliche Fakultät; Dissertation
65. LIZZI, F. L., COLEMAN, D. J., DRILLER, J., FRANZEN, L. A., LEOPOLD,
M.(1981)
Effects of pulsed ultrasound on ocular tissue.
Ultrasound Med Biol; 7; 245- 52

66. LPO (2000)
Leistungs- Prüfungs- Ordnung; Regelwerk für den Deutschen Turniersport.
Teil A: Allgemeine Bestimmungen; Abschnitt A VIII: Teilnahmeberechtigung; § 66 Allgemeine Teilnahmebeschränkungen von Pferden und Ponys; 3.3
67. LUDWIG, K., WEGSCHEIDER, E., HOOPS, J. P., KAMPIK, A.(1999)
In vivo imaging of the human zonular apparatus with high- resolution ultrasound biomicroscopy.
Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol; 237; 361- 71
68. MARCHINI, G., PAGLIARUSCO, A., TOSCANO, A., TOSI, R., BRUNELLI, C., BONOMI, L.(1998)
Ultrasound biomicroscopic and conventional ultrasonographic study of ocular dimensions in primary angle- closure glaucoma.
Ophthalmology; 105; 2091- 98
69. MÄTZ-RENSING, K., DROMMER, W., KAUP, F. J., GERHARDS, H.(1996)
Retinal detachment in horses.
Equine Vet J; 28; 111- 16
70. METTENLEITER, E. M.(1995a)
Sonographische Diagnostik (B- mode- Verfahren) am Auge des Pferdes. Teil 1: Methodik und Normalbefunde.
Tierärztl Prax; 23; 481- 88
71. METTENLEITER, E. M.(1995b)
Sonographische Diagnostik (B- mode- Verfahren) am Auge des Pferdes. Teil 2: Pathologische Fälle.
Tierärztl Prax; 23; 588- 95
72. MILES, K. G.(1989)
Basic principles and clinical applications of diagnostic ultrasonography.
Comp Cont Educ Pract Vet; 5; 609- 22
73. MILLER, W. W.(1991)
Diagnostic ultrasound in equine ophthalmology.
In: 36. Ann. Conv. Am. Assoc. Equine Pract. Lexington; 559- 565
74. MILLER, W. W., CARTEE, R. E.(1985)
B-scan ultrasonography for the detection of space-occupying ocular masses.
J Am Vet Med Assoc; 187; 66- 68

75. MOODIE, K. L., HASHIZUME, N., HOUSTON, D. L., HOOPEES, P. J., DEMIDENKO, E., TREMBLY, B. S., DAVIDSON, M. G.(2001)
Postnatal development of corneal curvature and thickness in the cat.
Vet Ophthalmol; 4; 267- 72
76. MORGAN, R. V.(1989)
Ultrasonography of retrobulbar diseases of the dog and cat.
J Am Anim Hosp Assoc; 25; 393- 399
77. MUNDT, G. H., HUGHES, W. F.(1956)
Ultrasonics in ocular diagnosis.
Am J Ophthalmol; 41; 488- 498
78. MÜNNICH, S., LIEB, W. E., JAHN, R., GREHN, F.(1995)
Ultraschallbiomikroskopische Befunde bei verschiedenen Glaukomformen.
Ophthalmologe; 92; 526- 30
79. NEUMANN, W.(1988)
Biometrie am Hundeauge.
Kleintierpraxis; 33; 127- 130
80. NICKEL, R., SCHUMMER, A., SEIFERLE, E.(1992)
Sehorgan.
In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere. Band IV., 3. Auflage
Verlag Paul Parey, Berlin, Hamburg, S. 405- 440
81. NYLAND, T. G., MATTOON, J. S., HERRGESELL, E. J., WISNER, E. R.(2002)
Physical Principles, Instrumentation, and Safety of Diagnostic Ultrasound.
In: Nyland, R. G., Mattoon, J. S. (Hrsg.). Small Animal Diagnostic Ultrasound. Second Edition
W.B. Saunders, Philadelphia, London, New York, S. 1- 18
82. OSSOINIG, K.(1968)
Die Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde.
Wien Med Wochenschr; 118; 362- 67
83. OSSOINIG, K. C.(1979)
Standardized echography: basic principles, clinical applications, and results.
Int Ophthalmol Clin; 19; 127- 210

84. PAVLIN, C. J., BUYS, Y. M., PATHMANATHAN, T.(1998)
Imaging zonular abnormalities using ultrasound biomicroscopy.
Arch Ophthalmol; 116; 854- 57
85. PAVLIN, C. J., EASTERBROOK, M., HURWITZ, J. J., HARASIEWICZ, K.,
ENG, P., FOSTER, F. S.(1993)
Ultrasound biomicroscopy in the assessment of anterior scleral disease.
Am J Ophthalmol; 116; 628- 35
86. PAVLIN, C. J., FOSTER, F. S.(1995)
Ultrasound Biomicroscopy of the eye.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg
87. PAVLIN, C. J., FOSTER, F. S.(1998)
Ultrasound biomicroscopy. High-frequency ultrasound imaging of the eye at microscopic
resolution.
Radiol Clin North Am; 36; 1047- 58
88. PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K., FOSTER, F. S.(1992a)
Ultrasound biomicroscopy of anterior segment structures in normal and glaucomatous eyes.
Am J Ophthalmol; 113; 381- 89
89. PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K., SHERAR, M. D., FOSTER, F. S.(1991)
Clinical use of ultrasound biomicroscopy.
Ophthalmology; 98; 287- 95
90. PAVLIN, C. J., MCWHAE, J. A., MCGOWAN, H. D., FOSTER, F. S.(1992b)
Ultrasound biomicroscopy of anterior segment tumors.
Ophthalmology; 99; 1120- 28
91. PAVLIN, C. J., RITCH, R., FOSTER, F. S.(1992c)
Ultrasound biomicroscopy in plateau iris syndrome.
Am J Ophthalmol; 113; 390- 95
92. PAVLIN, C. J., SHERAR, M. D., FOSTER, F. S.(1990)
Subsurface ultrasound microscopic imaging of the intact eye.
Ophthalmology; 97; 244- 50
93. PENNINGCK, D., DANIEL, G. B., BRAWER, R., TIDWELL, A. S.(2001)
Cross-sectional imaging techniques in veterinary ophthalmology.
Clin Tech Small Anim Pract; 16; 22- 39

94. **POULSEN NAUTRUP, C.(2001a)**
 Begriffsbestimmungen und geschichtlicher Überblick.
 In: Poulsen Nautrup, C., Tobias, R. (Hrsg.). Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage
 Verlag Schlütersche, Hannover, S. 18- 20

95. **POULSEN NAUTRUP, C.(2001b)**
 Physikalische Grundlagen.
 In: Poulsen Nautrup, C., Tobias, R. (Hrsg.). Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage
 Verlag Schlütersche, Hannover, S. 21- 30

96. **POULSEN NAUTRUP, C.(2001c)**
 Technische Grundlagen.
 In: Poulsen Nautrup, C., Tobias, R. (Hrsg.). Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage
 Verlag Schlütersche, Hannover, S. 31- 59

97. **POULSEN NAUTRUP, C.(2001d)**
 Sonographische Phänomene und Artefakte.
 In: Poulsen Nautrup, C., Tobias, R. (Hrsg.). Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage
 Verlag Schlütersche, Hannover, S. 60- 75

98. **POULSEN NAUTRUP, C., HEIDER, H. J.(2001e)**
 Kopf, Auge.
 In: Poulsen Nautrup, C., Tobias, R. (Hrsg.). Atlas und Lehrbuch der Ultraschalldiagnostik bei Hund und Katze. 3. Auflage
 Verlag Schlütersche, Hannover, S. 92- 108

99. **RANTANEN, N. W.(1993)**
 Instrumentation and Physical Principles of Ultrasound Use.
 In: 39. Ann. Conv. Am. Assoc. Equine Pract. San Antonio, Texas; S. 8- 11

100. **RANTANEN, N. W., EWING, R. L.(1981)**
 Principles of the ultrasound application in animals.
 Vet Radiol; 22; 196- 203

101. **READ, R. A., BARNETT, K. C.(1995)**
 Equine glaucoma diagnosed with the aid of ultrasonography.
 Equine Vet Educ; 7; 225- 226

102. REESE, S.(1999)
Dreidimensionale Sonographie des Auges.
Ultraschall in Med; 20; Suppl 1; 127
103. RENNORDNUNG DES DIREKTORIUMS FÜR VOLLBLUTZUCHT UND -
RENNEN(2003)
Kapitel IX; Ziffer 425
104. RESTORI, M.(1985)
"Real-time" immersion B-scan and C-scan techniques in ophthalmic diagnosis.
Ultrasound Med Biol; 11; 185- 92
105. RIIS, R. C., SCHERLIE, P. H. JR, REBHUN, W. C.(1990)
Intraocular medulloepithelioma in a horse.
Equine Vet J Suppl; 10; 66- 68
106. ROCHELS, R.(1986)
Augapfel.
In: Rochels, R. (Hrsg.). Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Lehrbuch und Atlas
Verlagsgesellschaft mbH ecomed, Landsberg, S. 31- 59
107. ROGERS, M., CARTEE, R. E., MILLER, W., IBRAHIM, A. K.(1986)
Evaluation of the extirpated equine eye using B- Mode ultrasonography.
Vet Radiol; 27; 24- 29
108. ROTERS, S.(2001)
Ultraschallbiomikroskopie in der augenheilkundlichen Diagnostik.
Dt Ärztebl; 98; 2443- 2447
109. ROTERS, S., KRIEGLSTEIN, G. K.(2001)
Atlas der Ultraschall- Biomikroskopie.
Springer Verlag, Berlin, Heidelberg
110. ROTT, H. D.(1981)
Zur Frage der Schädigungsmöglichkeit durch diagnostischen Ultraschall.
Ultraschall; 2; 56- 64
111. RUBIN, L. F., KOCH, S. A.(1968)
Ocular diagnostic ultrasonography.
J Am Vet Med Assoc; 153; 1706- 16

112. SANGL, H.(1986)
 Grundlagen des Ultraschalls.
 In: Rochels, R. (Hrsg.). Ultraschalldiagnostik in der Augenheilkunde. Lehrbuch und Atlas.
 Verlagsgesellschaft mbH ecomed, Landsberg, S. 11- 26
113. SCHÄFFER, E.(1999)
 Auge.
 In: Dahme, E., Weiss, E. (Hrsg.). Grundriß der speziellen pathologischen Anatomie der
 Haustiere. 5. Auflage
 Verlag Enke, Stuttgart, S. 424- 452
114. SCHIFFER, S. P., RANTANEN, N. W., LEARY, G. A., BRYAN, G. M.(1982)
 Biometric study of the canine eye, using A- mode ultrasonography.
 Am J Vet Res; 43; 826- 30
115. SCHMIDT, V.(1988)
 Augenkrankheiten der Haustiere.
 In: Augenkrankheiten der Haustiere. 2. Auflage
 Verlag Enke, Stuttgart
116. SCHMIDT, V.(1999)
 Augenkrankheiten.
 In: Dietz, O., Huskamp, B. (Hrsg.). Handbuch Pferdepraxis. 2. Auflage
 Verlag Enke, Stuttgart, S. 707- 40
117. SCHNOOR, B.(1996)
 Emryologie der Haustiere.
 Verlag Enke, Stuttgart
118. THIJSSSEN, J. M.(1993)
 The history of ultrasound techniques in ophthalmology.
 Ultrasound Med Biol; 19; 599- 618
119. VAN DER WOERDT, A., WILKIE, D. A., MYER, C. W.(1993)
 Ultrasonographic abnormalities in the eyes of dogs with cataracts: 147 cases (1986-1992).
 J Am Vet Med Assoc; 203; 838- 41
120. WERRY, H., GERHARDS, H.(1992)
 Zur operativen Therapie der equinen rezidivierenden Uveitis (ERU).
 Tierärztl Prax; 20; 178- 86

121. WHITCOMB, M. B.(2002)
How to diagnose ocular abnormalities with ultrasound.
In: 48. Ann. Conv. Am. Assoc. Equine Pract. Orlando; 272- 275
122. WILD, J. J.(1950)
The use of ultrasonic pulses for the measurement of biologic tissues and the detection of tissue density changes.
Surgery; 27; 183- 188
123. WILKIE, D. A., GILGER, B. C.(1997)
Equine diagnostic ocular ultrasonography.
In: Rantanen, N. W., McKinnon, A. O. (Hrsg.). Equine diagnostic ultrasonography
Williams & Wilkins, Baltimore, London, Paris, Munich, Sydney, S. 637- 643
124. WILLIAMS, J., WILKIE, D. A., GRÄNITZ, U.(1995)
Ultraschalluntersuchungen in der Veterinärophthalmologie.
Tierärztl Prax; 23; 111- 15
125. WILLIAMSON, T. H., BAXTER, G. M., DUTTON, G. N.(1993)
Colour Doppler velocimetry of the arterial vasculature of the optic nerve head and orbit.
Eye; 7; 74- 79
126. WISSDORF, H., OTTO, B., GERHARDS, H.(1998)
Augapfel.
In: Wissdorf H., Gerhards H., Huskamp B. (Hrsg.). Praxisorientierte Anatomie des Pferdes
Verlag M. & H. Schaper, Alfeld, Hannover, S. 91- 112
127. WOLLANKE, B., GERHARDS, H.(2003)
Okulare Missbildungen bei Fohlen.
Proceedings Pferdeheilkunde Curriculum Ophthalmologie 28.02.- 02.03. Berlin 03
128. WYT, L., SCHWAB, F.(1956)
Temperature changes in the vitreous after ultrasonic radiation.
Strahlentherapie; 99; 600- 09

I. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AR	Netzhautablösung
bzw.	beziehungsweise
c	Geschwindigkeit
cm	Zentimeter
CT	Computertomographie
db	Dezibel
ERU	equine rezidivierende Uveitis
f	Frequenz
Fa.	Firma
GK	Glaskörper
GKE	Glaskörpereinlagerungen
HAK	hintere Augenkammer
Hg	Quecksilbersäule
I	Iris
K	Kornea
KB	Kilobyte
kg	Kilogramm
KGW	Körpergewicht
KHz	Kilohertz
KW	Kammerwinkel
L	Linse
LK	Linsenkern
Lnn.	Lymphonodi
LVF	Linsenvorderfläche
m	Meter
mg	Milligramm
MHz	Megahertz
min	Minute
ml	Milliliter
mm	Millimeter

MRI	Magnetic Resonance Imaging
mW	Milliwatt
OD	oculus dexter
OS	oculus sinister
PC	Personalcomputer
Procc.	Processus
s	Sekunde
SN	Sehnerv
TK	Traubenkörner
V.	Vena
VAK	vordere Augenkammer
W	Watt
Z	Zyste
ZF	Zonulafasern
λ	Wellenlänge
μm	Mikrometer

Danksagung

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Hartmut Gerhards, möchte ich sehr herzlich für die Überlassung des interessanten Themas und die jederzeit gewährte freundliche Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit danken.

Allen Mitarbeitern der Pferdeabteilung der Chirurgischen Tierklinik der Ludwig-Maximilians Universität München möchte ich für Ihre Hilfe bei der Durchführung dieser Arbeit danken, insbesondere Herrn Dr. Michael Mäule und Herrn Andreas Schmid für die sorgfältige Durchsicht des Manuskriptes und die konstruktive Kritik.

Herrn PD Dr. Sven Reese und dem ganzen Institut für Tieranatomie danke ich recht herzlich für jegliche Hilfe bezüglich der Sicherung der Bilddaten und der Anfertigung der Sägeschnitte.

Besonderer Dank gilt zuletzt meinen Eltern, die mir das Studium der Tiermedizin sowie die Anfertigung einer Dissertationsarbeit ermöglichten. Auch für die tatkräftige Unterstützung während der Arbeit an der Dissertation und deren Fertigstellung möchte ich ihnen und vor allem auch meiner Freundin Elina herzlich danken.

Lebenslauf

Name: Marc Alexander Cronau

Geburtsdatum: 01. August 1973

Geburtsort: Wattenscheid jetzt Bochum

Eltern: Sigrid Cronau, geb. Ilse
Dr. med. vet. Peter Fritz Cronau

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Schulausbildung: August 1980- Juni 1984 Gemeinschafts- Grundschule
Preins Feld, Bochum- Höntrop
August 1984- Mai 1994 Hellweg- Schule, Städtisches
Gymnasium, Bochum- Wattenscheid

Schulabschluss: Allgemeine Hochschulreife am 30. Mai 1994

Wehrdienst: Juli 1995- Juni 1996 in der Glückauf- Kaserne in Unna-
Königsborn

Hochschulbesuch: 1996 – 2002 Studium der Tiermedizin an der Ludwig-
Maximilians-Universität München

Staatsexamen: 16. August 2002

Approbation: 29. August 2002

Dissertation: seit 16. Dezember 2002 Doktorand an der Chirurgischen
Tierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität,
Pferdeabteilung,
Vorstand: Prof. Dr. H. Gerhards