

## **Stellungnahme**

**des Berufsverbandes der Augenärzte Deutschlands,  
der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft und  
der Retinologischen Gesellschaft**

**Qualitätssicherung der optischen Kohärenztomografie  
für die Diagnostik des Augenhintergrunds**

**Stand März 2017**

<b>PRÄAMBEL</b>	<b>3</b>
<b>1. AUFNAHMETECHNISCHE QUALITÄTSANFORDERUNGEN</b>	<b>4</b>
1.1 Personelle Anforderungen	4
1.2 Bildidentifikation	5
1.3 Aufnahmeparameter	5
1.4 Verwendung unterschiedlicher OCT-Geräte	8
<b>2. ÄRZTLICHE QUALITÄTSANFORDERUNGEN</b>	<b>9</b>
2.1 Sichtung von erhobenen OCT-Daten (Bildwiedergabe)	9
2.2 Artefakte	10
2.3 Auflösungsvermögen	12
2.4 Verwechslungsgefahr typischer Befundmuster	12
2.5 Quantitative Beurteilung	13
2.6 Verlaufsbeurteilung	14
2.7 OCT-Bildgebung im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren	14
<b>3. REDAKTIONSKOMITEE</b>	<b>17</b>
<b>4. ANHANG – WEITERE ASPEKTE ZUR WAHL DER B-SCANDICHTE</b>	<b>17</b>
<b>5. LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>21</b>

## **Präambel**

Die optische Kohärenztomografie (OCT) nimmt derzeit einen hohen Stellenwert - neben anderen bildgebenden Verfahren wie der Fluoreszein-Angiografie - in der Diagnosestellung und dem Therapie-Monitoring von Erkrankungen des Augenhintergrundes ein. Dazu zählen Erkrankungen der Netzhautmitte (der Makula), des Übergangs vom Glaskörper zur Netzhaut (vitreoretinale Erkrankungen) und Erkrankungen des Sehnervens inklusive Glaukom. Technisch betrachtet ist die OCT-Bildgebung ein bildgebendes Verfahren, das unter Verwendung von Laserlicht im Nahinfrarot-Bereich hochauflösende Schnittbilder von Geweben wie der Netzhaut und des Sehnervens in-vivo ermöglicht. Auf dem Gebiet der bildgebenden Verfahren des Auges ist die OCT-Bildgebung eine relativ neue Technologie, die die Darstellung der Anatomie und pathologischer Veränderungen in einer bisher nicht erreichten Auflösung, vor allem in der antero-posterioren Dimension, ermöglicht.

Die Qualitätssicherung der OCT hat besondere Bedeutung, da die OCT wichtige Informationen zur Indikationsstellung und Therapiesteuerung bei einer Vielzahl von Augenerkrankungen und Erkrankungen des visuellen Systems liefert, die zu schweren Sehminderungen führen können. In diesem Zusammenhang ist hervorzuheben, dass die OCT-Bildgebung gerade im Rahmen von operativen Behandlungsverfahren, wie der intravitrealen Medikamenteneingabe (IVOM) und der pars-plana-Vitrektomie, eine hohe Bedeutung für die Therapiequalität und den Therapieerfolg besitzt.

Die Aufnahme der OCT-Bilddaten lässt sich bei geringer Patientenbelastung (nicht-invasiv, wenig störende Blendung, Aufnahme oft in Miosis möglich) gut in den klinischen Alltag integrieren. Allerdings bestehen mehrere Fehlermöglichkeiten durch Artefakte und eine inadäquate Durchführung der Untersuchung, wobei vor allem auch die Vielzahl veränderbarer Messparameter eine Herausforderung darstellt. Zusätzlich zur Sicherstellung der technischen Qualität kommt vor allem auch der ärztlichen Qualifikation bei der fachkundigen Auswertung und Beurteilung der OCT-Befunde eine besondere Rolle zu. Insbesondere die fachliche Qualifikation in der Beurteilung des Augenhintergrundes ist eine wichtige Voraussetzung, um relevante Veränderungen bei der OCT-Bildgebung zu detektieren und auch korrekt einzuordnen.

Da sich die OCT-Bildgebung in einer schnellen Weiterentwicklung befindet, ist eine ständige Fortbildung der Ärzte erforderlich. Wegen des raschen Wandels der techni-

schen Möglichkeiten und des Fachwissens muss berücksichtigt werden, dass sich die vorliegende Stellungnahme am derzeitigen medizinischen Standard orientiert.

## **1. Aufnahmetechnische Qualitätsanforderungen**

Die Untersuchungs- und Aufnahmetechnik muss dem aktuellen Stand entsprechen. Derzeit erfüllen die spektral-domain (SD)-OCT- und swept-source (SS)-OCT-Bildgebung, auch Fourier-OCT genannt, diese Anforderung. Von den hier genannten Qualitätsanforderungen sollte nur mit entsprechend dokumentierter Begründung bei speziellen Fragestellungen und besonderen Voraussetzungen abgewichen werden.

### **1.1 Personelle Anforderungen**

Die Indikationsstellung zur OCT-Untersuchung erfolgt durch einen Arzt. Zu beachten ist, dass eine sorgfältige Schulung, Anleitung und auch Überwachung des medizinisch-technischen Personals zu erfolgen hat, wenn die Durchführung der Aufnahmen nicht durch den auswertenden Arzt selbst erfolgt. Akzeptabel sind Aufnahmen durch Assistenzpersonal nur dann, wenn dieses im Rahmen der Delegation unter Supervision eines Augenarztes am Aufnahmeort tätig wird. Aufnahmen durch Nichtärzte im Rahmen der Substitution sind wegen der Komplexität und Vielfalt nicht akzeptabel. Auch im Fall einer räumlichen und/oder personellen Trennung der einzelnen Leistungsschritte (Durchführung der Aufnahmen versus Interpretation) muss derjenige, der die Aufnahme durchführt, eine ausreichende Qualität der Aufnahmen sicherstellen. Dazu zählen die optimale Ausrichtung der Kamera mit Ausleuchtung der Bildecken, die Zentrierung des Scanfeldes, die optimierte Einstellung der Länge des Scan-Arms und des Fokus sowie die Auswahl des indikationsspezifischen Aufnahmeprotokolls (Parametereinstellungen). Voraussetzung für eine gute Bildqualität ist ein ausreichendes Signal-Rausch-Verhältnis. Aufnahme-bedingte Artefakte sollten vom Untersucher selbst erkannt werden, um – falls sinnvoll - eine erneute Aufnahme zu initiieren [1]. In diesem Sinne sollte z. B. bei verminderter Bildqualität oder Vorliegen von Artefakten durch Benetzungstörungen der Augenoberfläche zielgerichtet die Applikation von Tränenersatzmitteln für das Erreichen einer besserer Aufnahmequalität in Erwägung gezogen werden. Für die Verwendung von speziellen Scanprotokollen muss der Untersucher ausreichende Zusatzkenntnisse des Aufnahmeprotokolls aufweisen. Zum Beispiel muss für einzelne Aufnahmeprotokolle die exakte Mar-

kierung anatomischer Punkte während der Aufnahme erfolgen, da diese Referenzierung nachträglich nicht mehr korrigiert werden kann.

## 1.2 Bildidentifikation

Wie bei allen medizinischen Anwendungen ist eine Grundvoraussetzung die Sicherstellung der eindeutigen Zuordnung vom jeweiligen Patienten zu den erhobenen Daten. Dazu zählt die Überprüfung der Patienten-Identifikation durch den Untersucher und deren eindeutige Erfassung vor Durchführung der Aufnahme. Bei Bearbeitung von Bilddaten in Geräte-spezifischen Softwarelösungen und in der Datenbank, mit der auch die Aufnahme selbst durchgeführt wurde, werden die notwendigen Parameter zur Bildidentifikation anschließend typischerweise angezeigt. Erfolgt ein Export in andere Datenbanken, in andere Formate oder als Papierausdruck, müssen alle Bilddaten eindeutig und vollständig folgenden Parametern zuzuordnen sein:

- Name, Vorname
- Geburtsdatum
- Untersuchungsdatum
- korrekte anatomische Seitenbezeichnung (d. h. rechtes oder linkes Auge)
- Ausführende Stelle

Dies gilt als Grundvoraussetzung für eine sinnhafte Beurteilung der Daten. Diese Aspekte zur Bildidentifikation sind insbesondere zu beachten, wenn unterschiedliche Schritte der Leistungskette getrennt (räumlich, personell) erfolgen.

## 1.3 Aufnahmeparameter

Grundsätzlich sind die Aufnahmeeinstellungen abhängig von der medizinischen Fragestellung. Dazu müssen die Parameter an die Fragestellung angepasst werden, um erfolgreich über die anschließende Auswertung zu einem aussagekräftigen Befund zu gelangen. Die zielorientierte Parameterauswahl ist auch eine wichtige Voraussetzung, um die Aufnahmezeit sowie das Datenvolumen möglichst gering zu halten ohne jedoch dabei relevante Informationen zu verlieren.

### *Scanfeld und B-Scandichte*

**Kritische Bildelemente**, d. h. gewebstypische Strukturen wie beispielsweise die Fovea oder die Papille, **welche für die diagnostische Aussage der Fragestellung wichtig sind, müssen vom gewählten Scanfeld vollständig erfasst sein**, d. h. die Größe, das Scanmuster und die Positionierung des Scanfeldes angepasst werden.

Beispielsweise erscheint ein Scanfeld von 6 mm x 6 mm (20° x 20°), zentriert auf die Fovea, mit parallel angeordneten B-Scans, für das Therapie-Monitoring bei makulären Erkrankungen sinnvoll. Die Auswahl von kleineren Scanfeldern ist nur dann zu vertreten, wenn das Erkrankungs-relevante Areal vollständig erfasst ist.

Die Auswahl der **B-Scan-Dichte** innerhalb des Scanfeldes sollte sich an der Fragestellung orientieren. Für die Auswahl der Scandichte existiert – auch für einzelne medizinische Fragestellungen – derzeit kein eindeutig definierter Standard für den Maximalabstand von benachbarten B-Scans. In Anhang 1 werden ausführlich unterschiedliche Aspekte hinsichtlich der B-Scandichte diskutiert. Die vier Kernaussagen sind:

- Für die qualitative Auswertung bei **exsudativen Makulaerkrankungen im Rahmen der Indikationsstellung zur Erst- und Wiederholungstherapie (z. B. neovaskuläre altersabhängige Makuladegeneration (AMD), chorioidale Neovaskularisation anderer Ursache, diabetisches Makulaödem, Makulaödem bei retinalem Venenverschluss oder Uveitis)** kann mit einem Raster parallel angeordneter B-Scans mit einem Abstand von maximal 188 µm typischerweise sichergestellt werden, relevante Aktivitätsmerkmale zu identifizieren und deren Veränderungen im Verlauf zuverlässig zu beurteilen [2,3].
  
- Falls eine exakte Beurteilung der Foveamitte oder anderer umschriebener Netzhautareale erfolgen soll, kann ein dichteres Scanvolumen als der B-Scan-Abstand von 188 µm erforderlich sein. Ein typisches Beispiel ist die Identifikation von **kleinen Makulaforamina**. In diesen Fällen stellt zum dichten Raster-scan auch speziell das Abtasten mit der sog. Sternfigur mit Zentrum in der Fovea centralis eine Alternative dar.
  
- Zur **Glaukomdiagnostik, Beurteilung der Papille und angrenzender Strukturen** stehen verschiedene, zum Teil Geräte-spezifische Protokolle zur Verfügung, die potenziell in unterschiedlicher Genauigkeit einen möglichen Sehnerven- bzw. Sehnervenfaserschaden darstellen [4]. Gleichzeitig findet hier – gerade auch im Hinblick auf die oft vergleichsweise geringe Dynamik der Krankheitsprogression – eine relativ rasante Weiterentwicklung der Aufnahmetech-

nik statt. Weiterhin muss beachtet werden, dass spezielle Aufnahmeprotokolle für Glaukom bei anderen Erkrankungen des Sehnervens eventuell nicht zielführend sind. So kann das Ausmaß einer Papillenschwellung genauer mit einem Raster-Scan, zentriert auf die Papille, dargestellt und im Verlauf beurteilt werden statt durch die Messung der peripapillären Nervenfaserschichtdicke [5,6]. Nach möglichem Rückgang der Papillenschwellung im Verlauf ist letztere ergänzend sinnvoll, um Nervenfaserschichtdefekte und damit die mögliche Entwicklung einer Optikusatrophie beurteilen zu können.

- Bei der **Verlaufsbeurteilung** soll sichergestellt werden, dass möglichst bei allen Untersuchungsterminen die Schnitte an derselben Lokalisation mit demselben Scanprotokoll und mit identischen Aufnahmeparametern aufgenommen werden.

#### *Bestimmung der Position von OCT-Befunden im Fundus*

Für die Beurteilung von OCT-Daten ist es wichtig, die Position einer pathologischen Veränderung im Fundus räumlich zuordnen zu können. Dazu ist zusätzlich zu einzelnen OCT B-Scans eine Darstellung des Augenhintergrundes in ausreichender Qualität und Größe erforderlich (z. B. Farbaufnahme, Infrarot-Bild oder En-Face Bild). Dies ist insbesondere wichtig, um unabhängig von Informationen auf den OCT-B-Scans (z. B. die foveale Einsenkung) die Position des Scanfelds und einzelner B-Scans bestimmen zu können, insbesondere im Rahmen von Verlaufskontrollen. Prinzipiell sollte die Position des angezeigten B-Scans interaktiv auf dem gleichzeitig zur Verfügung gestellten Bild des Augenhintergrundes angezeigt werden.

#### *Medikamentöse Pupillenerweiterung*

In vielen Fällen kann eine adäquate Aufnahme in Miosis erreicht werden. Insbesondere sollte jedoch bei eingeschränkter Aufnahmequalität beachtet werden, dass typischerweise eine medikamentöse Erweiterung der Pupille vor Durchführung der Aufnahme zu einer optimierten bzw. erst ausreichenden Bildqualität führen kann. In diesem Fall ist der Patient auf die eingeschränkte Fahrtauglichkeit hinzuweisen.

### *Folgeuntersuchung*

Um mögliche Fehler oder Ungenauigkeiten beim Vergleich von Untersuchungsergebnissen zu vermeiden, sollten sowohl identische Aufnahmeparameter (wie zum Beispiel Scanfeld und Fokuswerte) als auch die optimale Ausrichtung der Scan-Kamera und eine optimale Positionierung des Kopfes in der Kinnstütze sichergestellt werden. Algorithmen zur automatischen Registrierung von Folge- zu vorherigen Aufnahmen ermöglichen potenziell eine genauere Verlaufsbeobachtung als die Analyse von jeweils unabhängig voneinander erstellten Aufnahmen. Die von einigen Herstellern angebotene sog. Follow-up-Funktion ermöglicht, einzelne B-Scans oder Scanfelder an der möglichst identischen Stelle zu verschiedenen Zeitpunkten aufzunehmen. Diese Funktion ist insbesondere hilfreich, um korrespondierende B-Scans unmittelbar gegenüberzustellen und die Veränderung von Strukturen im Verlauf sicher beurteilen zu können. Dies ist in der Verlaufskontrolle unter IVOM-Therapie – sofern verfügbar – empfehlenswert.

#### **1.4 Verwendung unterschiedlicher OCT-Geräte**

Derzeit fehlen Standards zwischen Geräteplattformen unterschiedlicher Hersteller. Dies gilt zum Beispiel für die Falsch-Farben- oder Grauwert-Darstellung der Signalintensitäten, die genaue Definition von anatomischen Grenzen für die automatische Dickenbestimmung von Netzhautschichten, die Skalierung hinsichtlich der angegebenen Werte im metrischen System, das Ausmaßes der künstlichen „Streckung“ der Pixeldarstellung in anterior-posteriore Richtung oder die Algorithmen zur Bestimmung der Fovea-Papillen-Achse. Daher sollte zur besseren Vergleichbarkeit derselbe Patient vorzugsweise stets mit der gleichen Geräteplattform untersucht werden. Gleichzeitig muss beachtet werden, dass sich bestehende Algorithmen oder Definitionen, wie zum Beispiel Segmentierungslinien durch Weiterentwicklungen im Verlauf ändern können. Dies betrifft auch quantitative Messwerte im metrischen System, die sich alleine durch Adjustierung der Kalibrierung und/oder Umrechnungsfaktoren zwischen Gerätegenerationen des gleichen Herstellers ändern können.

Es ist anzustreben, einen einheitlichen DICOM-Standard zu etablieren, um einen Austausch von OCT-Daten zwischen verschiedenen Geräteplattformen zukünftig zu ermöglichen.



## 2. Ärztliche Qualitätsanforderungen

Die ärztlichen Qualitätsanforderungen orientieren sich an den Darstellungsmöglichkeiten der OCT-Bildgebung und zielen auf die Beantwortung medizinischer Fragestellungen. Grundsätzlich kann die OCT-Bildgebung die ärztliche Anamneseerhebung und klinische Untersuchung nicht ersetzen; jedoch liefert sie einen wesentlichen zusätzlichen Beitrag zum ärztlichen Handeln. Dementsprechend kommt der Nutzen der OCT-Bildgebung nur dann zum Tragen, wenn eine sachgerechte medizinische Fragestellung (Indikation) vorliegt, eine auswertbare Darstellung der diagnostisch wichtigen Information erreicht wird (durch die Anwendung einer zielorientierten und fachkundigen Untersuchungstechnik – siehe oben) und eine sich darauf stützende, adäquate Befundung erfolgt [7]. Zudem muss beim Einsatz der OCT-Diagnostik immer berücksichtigt werden, dass zur Stellung von Diagnose und therapeutischer Indikation häufig gemäß der Studienlage und der Stellungnahmen der augenärztlichen Fachgesellschaften funktionelle Untersuchungsergebnisse und andere bildgebende Verfahren hinzuzuziehen sind (z. B. die Fluoreszein-Angiografie zur Indikationsstellung der Anti-VEGF-Therapie im Rahmen der neovaskulären AMD) [8].

Die ärztliche Beurteilung von OCT-Bilddaten setzt die entsprechenden Kenntnisse auf dem Gebiet von Erkrankungen des Augenhintergrundes voraus. Automatische Auswertungsalgorithmen und von den Programmen ermittelte Messwerte können für den Arzt nur eine Hilfe sein, aber auf keinen Fall die qualitative Auswertung, d. h. die ärztliche Befundung sämtlicher B-Scans im Scanfeld ersetzen. Das ärztliche Wissen ist auch von Bedeutung, um krankhafte, grenzwertige und nicht-krankhafte Befunde voneinander zu unterscheiden. Nicht zu unterschätzen ist ebenfalls, dass nur der fachkundige Arzt auch zusätzliche, primär nicht im Fokus stehende Veränderungen, die erst durch die OCT-Bilddaten identifiziert werden, richtig einordnen und – falls erforderlich – entsprechende Therapien in die Wege leiten kann. Gerade die digitale Vernetzung ermöglicht in diesem Sinn auch, bei unklarer Situation den zusätzlichen Rat von Kollegen einzuholen und mit in die Gesamtbeurteilung einzubeziehen [9].

### 2.1 Sichtung von erhobenen OCT-Daten (Bildwiedergabe)

Angelehnt an die Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik[10] wird für die Bildwiedergabe von OCT-Daten die **Befundung** von der **Betrachtung** unterschieden:

Die Befundung, die nur durch den Arzt erfolgen kann, umfasst die Erkennung, Beschreibung und Beurteilung der diagnoserelevanten Bildinhalte mit den gewebstypischen Bildmerkmalen, Details und kritischen Strukturen zur Beantwortung der diagnostischen Fragestellungen und als Grundlage für ärztliche Entscheidungen unter Berücksichtigung augenheilkundlicher Differentialdiagnosen.

Die Betrachtung erfasst die Bildmerkmale und Inhalte von schon befundeten Bildern im Rahmen der ärztlichen Information, Demonstration und Kontrolle. Die Darstellung diagnoserelevanter Bildinhalte kann bei der Betrachtung durch verringerte Orts- und Kontrastauflösung eingeschränkt sein. Die Hersteller sind gefordert, die Möglichkeiten und den Zeitaufwand für die übersichtliche Darstellung zeitlich versetzt erhobener Befunde zu verbessern bzw. zu verkürzen.

Für die OCT-Bildgebung gilt, dass Papiausdrucke grundsätzlich nur die Betrachtung, aber nicht die Befundung erlauben. Grundvoraussetzung für die sachgerechte Befundung ist die digitale Bildwiedergabe des gesamten Datensets am Monitor. Dies beinhaltet die Sichtung aller relevanten B-Scans des aufgenommenen OCT-Rasters, die Überprüfung und ggf. Korrektur der automatischen Segmentierung von Netzhautschichten und der Zentrierung von Messgittern im Rahmen der quantitativen Auswertung sowie die Möglichkeit der manuellen Messung von Läsionsgrößen, der Vergrößerung/Verkleinerung von Bildausschnitten und der Optimierung von Kontrast- und Helligkeitswerten. Damit erfüllt auch die Befundung anhand sog. digitaler „pdf-Ausdrucke“ diese Voraussetzungen nicht.

Bei der Verlaufskontrolle sollen, wenn nicht z. B. ein Arztwechsel dies unmöglich macht, zusätzlich die Schnittbilder der Voruntersuchungen in Original-Qualität zum Vergleich zur Verfügung stehen.

## **2.2 Artefakte**

Artefakte sind nicht stochastische Störungen oder Merkmale, die bei der Aufnahme und Weiterverarbeitung entstehen und im Objekt (d. h. am Augenhintergrund) real nicht vorhanden sind. Bildartefakte behindern die visuelle und automatische Auswertung von OCT-Bilddaten. Das Nicht-Erkennen bzw. das Ignorieren von Artefakten kann zu einer fehlerhaften Interpretation und damit letztlich zu falschen medizinischen Entscheidungen führen.

Für die OCT-Befundung müssen zunächst grundlegende Kenntnisse zur Aufnahmetechnik und das Bewusstsein bestehen, dass die üblicherweise zur Interpretation

herangezogenen B- oder C-Scans als rekonstruierte Bildinformationen zu werten sind, die aus multiplen A-Scans errechnet werden. Weiterhin ist zu beachten, dass es sich bei OCT-Bilddaten originell nicht um eine Querschnitts-Darstellung des Augenhintergrundes handelt (wie bei Querschnittspräparaten in der Histologie). Insbesondere sind optische Phänomene zu berücksichtigen, die vor allem aufnahmebedingt durch den antero-posterioren Strahlengang entstehen (**Projektionsartefakte**). Dazu zählt das Auftreten von sog. Schallschatten mit ggf. Auslöschung von weiter posterior im Strahlengang liegenden Strukturen, wie beispielsweise im Bereich von retinalen Gefäßen, durch Glaskörperverdichtungen oder durch Ablagerung von refraktilem Material (kristallinen Drusen). Unter optimalen Aufnahmebedingungen ist die Henle'sche Faserschicht nicht von der ebenfalls hyporeflektiven, direkt nach posterior angrenzenden äußeren Körnerschicht zu unterscheiden. Kommt es allerdings zu einer Verschiebung des Strahlengangs (z. B. durch Verlagerung des Kopfes in der Kinnstütze), kann die Henle'sche Faserschicht hyperreflektive Eigenschaften besitzen und dementsprechend besser von der äußeren Körnerschicht abgegrenzt werden [11]. Grundsätzlich können Phänomene durch Projektionsartefakte auch bei der Quantifizierung und automatischen Auswertung von Netzhautschichtdicken im Rahmen der Bildweiterverarbeitung zu fehlerhaften Ergebnissen führen. Daher ist die Bewertung anhand automatischer Auswertungsalgorithmen nur zulässig, wenn die Segmentierungen von Netzhautschichten und die Lokalisationen von anatomischen Landmarken vorher überprüft und – falls indiziert – manuell nachkorrigiert wurde.

**Bewegungsartefakte** treten mit der strukturellen SD-OCT Bildgebung – im Gegensatz zu der älteren time-domain OCT-Technologie – wesentlich seltener auf. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass selbst kooperative Patienten Mikrosakkaden und den Lidschlussreflex nicht unterdrücken können. Daher muss bei längerer Aufnahmezeit eine adäquate Registrierung und Korrektur von Augenbewegungen und Verwerfung von Scans, die durch Lidschlag beeinträchtigt sind, (sog. „Fundus-Tracking“) erfolgen. Bei der kürzlich eingeführten OCT-Angiografie rückt die Bedeutung von Bewegungsartefakten noch mehr in den Vordergrund [12].

Das Auftreten von Artefakten ist auch im Rahmen der Bildweiterverarbeitung denkbar, wie z. B. durch die Mittelung von Einzelbildern zur Rauschreduktion, die oftmals zur besseren Darstellung struktureller Informationen eingesetzt werden.

### 2.3 Auflösungsvermögen

Sowohl für die rein qualitative als auch die quantitative Auswertung von OCT-Befunden ist zu berücksichtigen, dass die optische Auflösung von OCT-Systemen nicht der anatomischen (d. h. Geräteauflösung im Gewebe) entspricht. Erstere erreicht mit heute zur Verfügung stehenden OCT-Systemen einstellige Werte im Mikrometerbereich. Hingegen lassen sich zuverlässig und reproduzierbar allenfalls Messwerte und Strukturen im zweistelligen Mikrometerbereich bestimmen. Weiterhin ist die axiale Auflösung (sowohl optisch als auch anatomisch) besser als im Vergleich zur lateralen Auflösung. So lässt sich die Dicke von Netzhautschichten mit der OCT-Bildgebung genauer analysieren als im Vergleich zu planimetrischen Messungen von Läsionen z. B. auf der Netzhautoberfläche. Diese Unterschiede in der Auflösung sind auch der Grund dafür, dass B-Scans üblicherweise in axialer Richtung im Vergleich zur lateralen Ebene „gestreckt“ wiedergegeben werden (1:1-Pixel-Darstellung). Dies führt dazu, dass die vom Hersteller in der Standardeinstellung verwendete Darstellung nicht den räumlichen Dimensionen in der Realität entspricht.

### 2.4 Verwechslungsgefahr typischer Befundmuster

Pathologische Befundcharakteristika können nicht nur übersehen, sondern auch mit ähnlichen Befundmustern verwechselt werden. Die Gefahr der Verwechslung besteht insbesondere bei Veränderungen, die sich lediglich im Detail in charakteristischen Merkmalen unterscheiden [13-15]. Ein typisches Beispiel ist die Unterscheidung zwischen **intraretinalen zystoiden hyporeflektiven Räumen** innerhalb der Netzhaut bei exsudativen Makulaerkrankungen im Vergleich zu den sog. „**outer retinal tubulations**“ im Bereich der äußeren Körnerschicht, die im Rahmen von degenerativen Prozessen auftreten. Eine solche Verwechslung kann auch direkte Implikationen für eine entsprechend falsche Therapieentscheidung haben [16,17]. Das Auftreten von intraretinalen hyporeflektiven Räumen selbst kann sowohl bei Störungen der Blut-Retina-Schranke im Rahmen von exsudativen Netzhauterkrankungen – in diesem Fall typischerweise mit Verdickung der Netzhaut – als auch bei Gewebsverlust im Rahmen von degenerativen Erkrankungen (z. B. Makuläre Teleangiektasien, Retinoschisis) – in diesem Fall typischerweise ohne Netzhautverdickung - beobachtet werden [18,19]. Dies ist insofern von Relevanz, als sich in diesen Fällen die entsprechenden Therapiepfade deutlich unterscheiden. Auch ist bei der Auswertung die **exakte anatomische Lokalisation von Signalveränderungen** erforderlich [20].

Beispielsweise liegt bei einer hyporeflektiven Spaltbildung oberhalb der nur wenige Mikrometer dicken hyperreflektiven Bande des retinalen Pigmentepithels und der Bruch'schen Membran eine subretinale Flüssigkeitsansammlung vor, während eine hyporeflektive Spaltbildung unterhalb dieser Bande charakteristisch für eine Pigmentepithelabhebung ist.

## 2.5 Quantitative Beurteilung

Die quantitative Auswertung umfasst die Bestimmung der Dicke, der Größe und des Volumens von Schichten und Läsionen des Augenhintergrundes. Bei uneinheitlichen Definitionen – auch zwischen verschiedenen Geräte-Plattformen (s.o.) – muss die genaue Definition der Grenze von einzelnen Netzhautschichten immer nachvollziehbar sein. Automatische Auswertungsalgorithmen sind anfällig für Artefakte (s.o.). Die korrekte Ausführung dieser Algorithmen, insbesondere die Segmentierung von Netzhautschichten, muss vor einer sinnvollen Interpretation immer in jedem Scan überprüft und ggf. korrigiert werden. Bei vielen vaskulären retinalen Erkrankungen wie typischerweise beim diabetischen Makulaödem sind automatische Segmentierungsalgorithmen weniger fehleranfällig als bei chorioretinalen Erkrankungen wie der neovaskulären AMD.

Bei der Bewertung von quantitativen Analysen sind (z. B. in die Kategorien „krankhaft“, „grenzwertig“, „nicht-krankhaft“) stets die zugrundeliegenden Normdaten zu berücksichtigen. Dies ist im Einzelfall gerade bei anatomischen „Normvarianten“ (z. B. der Achsenlänge) in Betracht zu ziehen. Weiterhin können andere krankhafte Veränderungen, die gleichzeitig vorliegen, das Ergebnis von automatischen Algorithmen verfälschen, wie z. B. die Messung der peripapillären Nervenfaserschichtdicke durch ebenfalls vorliegende Glaskörpertraktion oder Staphylome.

Die Aufnahme von Raster-Scans mit hoher Auflösung und Dichte sowie die anschließende korrekte Segmentierung von Netzhautschichten sind Voraussetzungen für die selektive Darstellung von Schichten innerhalb der Netzhaut (sog. „slabs“). Diese **C-Scans**, die mit schnellerer Aufnahmegeschwindigkeit, besserer Rechnerleistung und genaueren Segmentierungsalgorithmen zunehmend auch in der praktischen Anwendung möglich werden, erlauben die bessere räumliche Analyse des OCT-Signals und damit auch die Beurteilung und Abgrenzung von Veränderungen innerhalb bestimmter Netzhautbereiche.

Eine genaue quantitative manuelle Bestimmung von Strecken und Flächen in axialer Richtung setzt voraus, dass in der 1:1  $\mu\text{m}$ -Darstellung und nicht in der üblicherweise wiedergegebenen 1:1-Pixel-Darstellung sowie senkrecht zum Strahlengang und nicht orthogonal zur Netzhaut gemessen wird [21,22]. Letzterer Aspekt ist insbesondere dann zu berücksichtigen, wenn Verkippungen von einzelnen B-Scans durch typischerweise nicht optimale Ausrichtung der Kamera zum Kopf des Patienten während der Aufnahme vorliegen [23].

Für die Beurteilung von quantitativen Auswertungen sollten nicht nur das Auflösungsvermögen (siehe 2.3), sondern auch tageszeitliche Schwankungen berücksichtigt werden (z. B. beim diabetischem Makulaödem) [24].

## **2.6 Verlaufsbeurteilung**

Neben den Aufnahme-technischen Aspekten (s.o.) muss bei der ärztlichen Auswertung im Rahmen von Verlaufsbeurteilungen eine korrekte Registrierung von Aufnahmen zueinander sichergestellt werden. Weiterhin ist in Betracht zu ziehen, dass – falls angewandt – die automatische Registrierung von verschiedenen OCT-Systemen auf einer gewissen Toleranz beruht und damit mit Unschärfe einhergeht [25]. Konkret bedeutet dies, dass mit heutigen Systemen auch unter Verwendung der automatischen Registrierung nicht sichergestellt werden kann, dass B-Scans immer genau an die gleiche Stelle während der Aufnahme gelegt werden und damit letztendlich auch keine absolut genaue Pixel-zu-Pixel-Korrelation zwischen verschiedenen Aufnahmen möglich ist. Dies ist für die meisten klinischen Fragestellungen nicht relevant, kann aber im Rahmen der Beurteilung von sehr diskreten Veränderungen, wie z. B. retikulären Drusen, zu Fehlinterpretationen führen [26]. Ein Vergleich mehrerer benachbarter Scans in beiden OCT-Aufnahmen kann hier bei entsprechend enger Scandichte oft helfen, reale von vorgetäuschten - durch leichte Scanverschiebungen verursachte - Veränderungen zu differenzieren.

## **2.7 OCT-Bildgebung im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren**

Neben der OCT-Bildgebung steht eine Reihe von weiteren bildgebenden Verfahren zur Darstellung des Augenhintergrundes zur Verfügung.

Hohe Relevanz für die Bestimmung von Aktivitätskriterien im Rahmen der IVOM bei der neovaskulären AMD hat die **Identifikation und Beurteilung von Blutungen**[8,27], die mit der OCT-Bildgebung im Vergleich zu anderen Verfahren weniger sensitiv und spezifisch dargestellt werden können. Physikalisch lässt sich

dies dadurch erklären, dass Interferenzphänomene durch das langwellige Laserlicht von OCT-Geräten im Bereich von kleinen Blutungen kaum oder nicht auftreten und diese damit schlecht bzw. nicht zu erkennen sind. Falls sichtbar, weisen (größere) Netzhautblutungen unspezifische Hyperreflektivitäten auf, während diese mittels **Ophthalmoskopie oder konventioneller Farb-Fundusfotografie** viel sensitiver und sicherer erkannt werden können. Auf der anderen Seite haben diese optischen Eigenschaften der OCT-Bildgebung auch den Vorteil, dass das langwellige OCT-Signal (teilweise) durch Blutungen penetrieren kann und damit darunter liegende, sonst in diesen Situationen nicht sichtbare, Gewebsanteile darstellen kann.

Im Gegensatz zur **Fluoreszein-Angiografie** kann die OCT-Bildgebung keine Störungen der Blut-Retina-Schranke direkt darstellen. Die Visualisierung von **Leckage-Phänomenen** mit der Fluoreszein-Angiografie ist vor allem wichtig für die Beurteilung der Aktivität und die sichere Identifikation von Gefäßneubildungen sowie für die Darstellung von entzündlichen Schrankenstörungen. Für eine korrekte Differentialdiagnose und Indikationsstellung bei Therapiebeginn ist so in vielen Fällen die Durchführung einer Fluoreszein-Angiografie erforderlich (siehe auch weitere Stellungnahmen der augenärztlichen Fachgesellschaften). **Perfusionsphänomene** sind zwar mit der strukturellen OCT-Bildgebung auch nicht darstellbar, gelingen aber durch eine selektive Gefäßdarstellung mit der mittlerweile eingeführten OCT-Angiografie. Mit dieser sind jedoch Leckagen aus Gefäßen und die Flussdynamik nicht darstellbar. Die **konfokale Scanning Laser Ophthalmoskopie** (cSLO) kann in Kombination mit der OCT-Bildgebung für eine optimierte Registrierung von Augenbewegungen während der Aufnahme und damit die verbesserte Positionierung von einzelnen Scans an spezifischen anatomischen Orten verwendet werden. Dies beinhaltet auch die Möglichkeit der parallelen Aufnahme anderer Modalitäten, d. h. die multimodale Beurteilung von Veränderungen am Augenhintergrund. Vorteile der cSLO- im Vergleich zur OCT-Bildgebung sind eine bessere laterale Auflösung, eine in vielen Fällen schnellere Aufnahmezeit und die Möglichkeit der Darstellung von Fluoreszenzphänomenen (d. h. Fluoreszein-Angiografie, Indozyaningrün- Angiografie und Fundusautofluoreszenz).

Weitere bildgebende Verfahren ermöglichen in einigen Fällen die korrekte Interpretation und Einordnung von OCT-Befunden. Dazu zählen – je nach klinischer Beurteilung - die **Ultraschalluntersuchung**, die **Computertomografie** und die **Magnetre-**

**sonanztomografie.** Beispielsweise können bei OCT-Darstellung von Aderhautfalten oder -läsionen sowie Veränderungen des Sehnervens oder der Nervenfaserschicht diese Verfahren eingesetzt werden, um Vorliegen und Ausmaß von möglichen retrobulbären Läsionen oder einer möglichen Affektion der Sehbahn zu analysieren.



### 3. Redaktionskomitee

S. Schmitz-Valckenberg, Universitäts-Augenklinik Bonn, federführend  
S. Liakopoulos, Zentrum für Augenheilkunde, Universitätsklinikum Köln  
G. Spital, Augenabteilung am St. Franziskus Hospital Münster  
B. Bertram, Augenarztpraxis Aachen  
F.G. Holz, Universitäts-Augenklinik Bonn  
D. Pauleikhoff, Augenabteilung am St. Franziskus Hospital Münster

### Angaben zu den Interessenkonflikten siehe Anhang

### 4. Anhang – weitere Aspekte zur Wahl der B-Scandichte

Im Abschnitt 1.3 *Aufnahmeparameter – Scanfeld und Scandichte* sind drei Kernaussagen zur Wahl der B-Scandichte festgehalten. Im Folgenden wird die Thematik noch zusätzlich diskutiert.

Hinsichtlich des Maximalabstands von benachbarten B-Scans (sog. Scandichte) sind grundsätzlich theoretisch-mathematische Überlegungen von der eigentlichen klinischen Relevanz zu unterscheiden. Zusätzlich muss die **qualitative Auswertung**, d. h. die Visualisierung von Strukturen, von der **quantitativen Dickenbestimmung** von Netzhautschichten, sog. Dickenkarten, unterschieden werden.

#### *Mathematisch-theoretische Überlegungen*

Strukturen, die kleiner als der gewählte Abstand zwischen benachbarten B-Scans sind, können übersehen werden, sofern zwei benachbarte OCT B-Scans die Struktur nicht erfassen. Dies gilt z. B. für intraretinale zystoide Räume, Drusen, Makulaforamina oder Aneurysmen. Ebenso kann die Größe oder Ausdehnung einer pathologischen Veränderung unterschätzt werden, wenn die Struktur nicht am Punkt ihrer maximalen Ausprägung erfasst wurde. Bei zunehmender Differenz zwischen dem gewählten B-Scan Abstand und der Größe der zu erfassenden Strukturen steigt das Risiko des Übersehens an.

Eine Verbesserung des Signal-Rausch Verhältnisses von einzelnen B-Scans – beispielsweise durch eine erhöhte Anzahl der A-Scans pro B-Scan oder durch Mittelung von mehreren B-Scans an identischer Position - kann für die Visualisierung von relevanten Strukturen hilfreich sein.

Auch ist die **topografische Verteilung** von krankheitsrelevanten Strukturen innerhalb des Scanfelds zu beachten. Wie bereits im Haupttext erwähnt, erlaubt die Sternfigur im Vergleich zum Rasterscan mit der gleichen Anzahl von B-Scans eine effizientere Darstellung von umschriebenen Netzhautrealen in der Mitte des Scanbereichs wie z. B. die Detektion von kleinen Makulaforamina. [28,29]. Gleichzeitig werden jedoch mit der Sternfigur größere Bereiche in Randbezirken des Scanfeldes nicht erfasst.

Bei der **quantitativen Auswertung** werden Lücken zwischen benachbarten B-Scans durch sog. Interpolationsalgorithmen kompensiert. Mit größerem Abstand zwischen benachbarten B-Scans steigt das Risiko einer ungenauen Messung. Die genaue Programmierung von Interpolationsalgorithmen für quantitative Analysen unterscheidet sich zwischen verschiedenen Herstellern der OCT-Geräte.

Im Rahmen von **Verlaufsbeurteilungen** ist es häufig relevant, kleine Veränderungen gegenüber einer vorherigen Visite sicher zu identifizieren. Dies gilt ebenso für die qualitative wie für die quantitative Auswertung. Werden OCT B-Scans im Verlauf an unterschiedlichen Positionen aufgenommen, so können Veränderungen übersehen oder vorgetäuscht werden, beispielsweise wenn ein völlig unveränderter zystoider Raum bei einer Visite zentral und bei der nächsten im Randbereich erfasst wurde. Dieses Risiko lässt sich minimieren und somit die Aussagekraft verbessern, indem stets das identische Scanprotokoll verwendet wird, sowie entweder der Abstand zwischen benachbarten B-Scans klein gehalten wird, oder –sofern verfügbar – die Positionierung des Scanfeldes an der identischen Stelle erfolgt, indem die sog. „Follow-up“ Funktion verwendet wird.

### *Klinische Relevanz*

Mathematisch-theoretische Überlegungen werden in vielen Punkten von der klinischen Praxis bestätigt. Nachteile einer geringen Scandichte umfassen nach der klinischen Erfahrung der Autoren neben dem Risiko, kleinere Veränderungen zu übersehen, auch das Risiko, dass der zentrale foveale Punkt auf keinem der Scans erfasst ist. Somit können z. B. kleine Makulaforamina oder vitreoretinale Adhäsionen übersehen oder fälschlich die Diagnose einer Foveahypoplasie gestellt werden.

Wie relevant das Übersehen von kleinen Strukturen ist, unterscheidet sich je nach Krankheitsbild erheblich. Z. B. kann das Übersehen eines kleinen Makulaforamens

dazu führen, dass die Diagnose nicht gestellt werden kann. Bei der Verlaufsbeurteilung unter IVOM-Therapie kann die Nicht-Identifikation von Aktivitätskriterien wie intraretinalen zystoiden Räumen oder das Vorhandensein von subretinaler Flüssigkeit die Indikationsstellung zur Therapie beeinflussen. Im letzteren Fall ist aber die klinisch relevante Minimalgröße für unterschiedliche Aktivitätskriterien nicht genau definiert. So kann man den maximal zu vertretenden B-Scan Abstand nicht genau „ausrechnen“.

Allerdings kann analysiert werden, wie häufig relevante Strukturen bei unterschiedlichen Scandichten übersehen werden (qualitative Auswertung) bzw. inwieweit sich die Scandichte verringern lässt, bis statistisch signifikante Unterschiede bei der Bestimmung der Dicke von Netzhautschichten (quantitative Auswertung) auftreten [2,30]. Beispielsweise wurde für die **qualitative Bestimmung** von Aktivitätskriterien im Rahmen der Erstdiagnose einer neovaskulären AMD (n = 59 Patienten) unter Verwendung des 3D OCT-1000 Gerätes (Topcon, Tokio, Japan) berichtet, dass eine Verringerung der B-Scandichte zu einer niedrigeren Detektionsrate führte [2]. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass eine genaue Auswertung der meisten Aktivitätskriterien bei einem maximalen B-Scan Abstand von 188  $\mu\text{m}$  möglich war. Systematische Auswertungen für andere Erkrankungsbilder oder unter Verwendung von anderen OCT-Geräten mit direktem Vergleich variabler Scandichten bei jeweils gleichem Scanfeld liegen für die qualitative Auswertung zurzeit nicht vor. Für genau diesen Aspekt beruht daher die momentane Bewertung auch wesentlich auf der eigenen klinischen und wissenschaftlichen Erfahrung der Autoren (Expertenmeinung).

Für die **quantitative Bestimmung** der Netzhautdicke gibt es eine Reihe systematischer Untersuchungen in der wissenschaftlichen Literatur für verschiedene Krankheitsbilder, die den Einfluss der Scandichte auf die Genauigkeit der Messung analysiert haben [3,31-33]. Für die Bestimmung der Dicke von einzelnen Netzhautschichten bei AMD nach manueller Überprüfung und ggf. Korrektur der Segmentierung von Netzhautschichten wurde kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Messungen gefunden, die auf unterschiedlichen Scandichten zwischen benachbarten B-Scan von 47  $\mu\text{m}$  bis 188  $\mu\text{m}$  (Quantifizierung von subretinalem hyperreflektivem Material) bzw. bis 375  $\mu\text{m}$  (Quantifizierung von subretinaler Flüssigkeit und Pigmentepithelabhebung) basierten [32]. Bei Patienten mit diabetischem Makulaödem wurde beschrieben, dass ein B-Scan Abstand von bis zu 375  $\mu\text{m}$  keinen signifikanten Un-

terschied zum dichteren Abstand von 47  $\mu\text{m}$  für die quantitative Bestimmung der Gesamt-Netzhautdicke aufweisen würde (die qualitative Visualisierung von Aktivitätskriterien wurde nicht untersucht) [33].

## 5. Literaturverzeichnis

- 1 Schmitz-Valckenberg S, Brinkmann CK, Fleckenstein M, Heimes B, Liakopoulos S, Spital G, Holz FG: Fallstricke in der Netzhaut-Bildgebung mittels optischer Kohärenztomografie. *Ophthalmologie* 2017;114:275-290.
- 2 Baranano AE, Keane PA, Ruiz-Garcia H, Walsh AC, Sadda SR: Impact of scanning density on spectral domain optical coherence tomography assessments in neovascular age-related macular degeneration. *Acta Ophthalmol* 2012;90:e274-280.
- 3 Sadda SR, Keane PA, Ouyang Y, Updike JF, Walsh AC: Impact of scanning density on measurements from spectral domain optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2010;51:1071-1078.
- 4 Cruz-Herranz A, Balk LJ, Oberwahrenbrock T, Saidha S, Martinez-Lapiscina EH, Lagreze WA, Schuman JS, Villoslada P, Calabresi P, Balcer L, Petzold A, Green AJ, Paul F, Brandt AU, Albrecht P: The APOSTEL recommendations for reporting quantitative optical coherence tomography studies. *Neurology* 2016;86:2303-2309.
- 5 Brinkmann CK: Optische Kohärenztomographie in der Glaukomdiagnostik. *Ophthalmologie* 2015;112:624-625.
- 6 Turski GN, Schmitz-Valckenberg S, Holz FG, Finger RP: Retinal imaging of the macula and optic disc in neurodegenerative diseases. *Ophthalmologie* 2017;114:114-119.
- 7 Liakopoulos S: SD-OCT-Interpretation im Rahmen intravitrealer Injektionen Teil 1: Grundlagen der SD-OCT-Interpretation. *Zeitschrift für praktische Augenheilkunde & Augenärztliche Fortbildung* 2015;Mai 2015:225-240.
- 8 Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft RG, Berufsverband der Augenärzte Deutschlands: Die Anti-VEGF-Therapie bei der neovaskulären altersabhängigen Makuladegeneration: Therapeutische Strategien [Internet]. November 2014 [zitiert am 22.03.2017]. URL: [http://cms.augeninfo.de/fileadmin/stellungnahmen/Anti-VEGF-Therapie\\_bei\\_der\\_neovask\\_Therapeut\\_Strategie.pdf](http://cms.augeninfo.de/fileadmin/stellungnahmen/Anti-VEGF-Therapie_bei_der_neovask_Therapeut_Strategie.pdf)
- 9 Heimes B, Schick T, Brinkmann CK, Wiedon A, Haegele B, Kirchhof B, Holz FG, Pauleikhoff D, Ziemssen F, Liakopoulos S, Spital G, Schmitz-Valckenberg S: [Design of the ORCA module in the OCEAN study : Evaluation of SD-OCT results in daily routine practice]. *Ophthalmologie* 2016;113:570-580.
- 10 Bundesärztekammer: Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik – Qualitätskriterien röntgendiagnostischer Untersuchungen [Internet]. 23.11.2007 [zitiert am 22.03.2017]. URL: <http://www.bundesaerztekammer.de/aerzte/qualitaetssicherung/richtlinien-leitlinien-empfehlungen-zur-qualitaetssicherung/bildgebende-verfahren/roentgendiagnostik/>

- 11 Lujan BJ, Roorda A, Croskrey JA, Dubis AM, Cooper RF, Bayabo JK, Duncan JL, Antony BJ, Carroll J: Directional optical coherence tomography provides accurate outer nuclear layer and Henle fiber layer measurements. *Retina* 2015;35:1511-1520.
- 12 Fang PP, Lindner M, Steinberg JS, Muller PL, Gliem M, Charbel Issa P, Krohne TU, Holz FG: [Clinical applications of OCT angiography]. *Ophthalmologie* 2016;113:14-22.
- 13 Liakopoulos S: SD-OCT-Interpretation im Rahmen intravitrealer Injektionen Teil 2: Pathologische Befunde. *Zeitschrift für praktische Augenheilkunde & Augenärztliche Fortbildung* 2015;Juli/August 2015:339-354.
- 14 Liakopoulos S: SD-OCT-Interpretation im Rahmen intravitrealer Injektionen Teil 3: Spezifische Krankheitsbilder. *Zeitschrift für praktische Augenheilkunde & Augenärztliche Fortbildung* 2016;Februar 95-108.
- 15 Spital G: Diabetische Retinopathie – ein Update Teil 3: IVOM-Therapie. *Zeitschrift für praktische Augenheilkunde & Augenärztliche Fortbildung* 2014;Dezember:531-544.
- 16 Zweifel SA, Engelbert M, Laud K, Margolis R, Spaide RF, Freund KB: Outer retinal tubulation: a novel optical coherence tomography finding. *Arch Ophthalmol* 2009;127:1596-1602.
- 17 Schaal KB, Freund KB, Litts KM, Zhang Y, Messinger JD, Curcio CA: Outer Retinal Tubulation in advanced age-related macular degeneration: Optical Coherence Tomographic Findings Correspond to Histology. *Retina* 2015;35:1339-1350.
- 18 Steinberg JS, Gobel AP, Thiele S, Fleckenstein M, Holz FG, Schmitz-Valckenberg S: Development of intraretinal cystoid lesions in eyes with intermediate age-related macular degeneration. *Retina* 2016;36:1548-1556.
- 19 Charbel Issa P, Holz FG, Scholl HP: Findings in fluorescein angiography and optical coherence tomography after intravitreal bevacizumab in type 2 idiopathic macular telangiectasia. *Ophthalmology* 2007;114:1736-1742.
- 20 Staurenghi G, Sadda S, Chakravarthy U, Spaide RF: Proposed lexicon for anatomic landmarks in normal posterior segment spectral-domain optical coherence tomography: the IN\*OCT consensus. *Ophthalmology* 2014;121:1572-1578.
- 21 Kim JH, Kang SW, Ha HS, Kim SJ, Kim JR: Overestimation of subfoveal choroidal thickness by measurement based on horizontally compressed optical coherence tomography images. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2013;251:1091-1096.

- 22 Tan CS, Cheong KX, Sadda SR: Overestimation of subfoveal choroidal thickness by measurement based on horizontally compressed optical coherence tomography images. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2013;251:2835-2836.
- 23 Hwang YH, Lee JY, Kim YY: The effect of head tilt on the measurements of retinal nerve fibre layer and macular thickness by spectral-domain optical coherence tomography. *Br J Ophthalmol* 2011;95:1547-1551.
- 24 Kotsidis ST, Lake SS, Alexandridis AD, Ziakas NG, Ekonomidis PK: 24-Hour variation of optical coherence tomography-measured retinal thickness in diabetic macular edema. *Eur J Ophthalmol* 2012;22:785-791.
- 25 Barteselli G, Bartsch DU, Viola F, Mojana F, Pellegrini M, Hartmann KI, Benatti E, Leicht S, Ratiglia R, Staurengi G, Weinreb RN, Freeman WR: Accuracy of the Heidelberg Spectralis in the alignment between near-infrared image and tomographic scan in a model eye: a multicenter study. *Am J Ophthalmol* 2013;156:588-592.
- 26 Auge J, Steinberg JS, Fleckenstein M, Holz FG, Schmitz-Valckenberg S: [Reticular drusen over time with SD-OCT]. *Ophthalmologe* 2014;111:765-771.
- 27 Holz FG, Sadda SR, Staurengi G, Lindner M, Bird AC, Blodi BA, Bottoni F, Chakravarthy U, Chew EY, Csaky K, Curcio CA, Danis R, Fleckenstein M, Freund KB, Grunwald J, Guymer R, Hoyng CB, Jaffe GJ, Liakopoulos S, Mones JM, Oishi A, Pauleikhoff D, Rosenfeld PJ, Sarraf D, Spaide RF, Tadayoni R, Tufail A, Wolf S, Schmitz-Valckenberg S: Imaging protocols in clinical studies in advanced age-related macular degeneration: Recommendations from Classification of Atrophy Consensus Meetings. *Ophthalmology* 2017;124:464-478
- 28 Adam MK, Rayess N, Rahimy E, Maguire JI, Hsu J: Radial versus raster spectral-domain optical coherence tomography scan patterns for detection of macular fluid in neovascular age-related macular degeneration. *Br J Ophthalmol* 2016;100:491-494.
- 29 Rahimy E, Rayess N, Maguire JI, Hsu J: Radial versus raster spectral-domain optical coherence tomography scan patterns for detection of macular pathology. *Am J Ophthalmol* 2014;158:345-353 e342.
- 30 Courtney RJ, McClintic JI, Ehlers JP: Comparison of spectral domain optical coherence tomography scan patterns and clinical review strategies in neovascular age-related macular degeneration. *Retina* 2015;35:1315-1322.
- 31 Chhablani J, Barteselli G, Bartsch DU, Kozak I, Wang H, El-Emam S, Doede AL, Cheng L, Freeman WR: Influence of scanning density on macular choroidal volume measurement using spectral-domain optical coherence tomography. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2013;251:1303-1309.

32 Velaga SB, Nittala MG, Konduru RK, Heussen F, Keane PA, Sadda SR: Impact of optical coherence tomography scanning density on quantitative analyses in neovascular age-related macular degeneration. *Eye (Lond)* 2017;31:53-61.

33 Nittala MG, Konduru R, Ruiz-Garcia H, Sadda SR: Effect of OCT volume scan density on thickness measurements in diabetic macular edema. *Eye (Lond)* 2011;25:1347-1355.



Anhang – Tabellarische Zusammenfassung der Erklärungen über Interessenkonflikte  
Stellungnahme Qualitätssicherung der optischen Kohärenztomografie für die Diagnostik des Augenhintergrunds

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Berater- bzw. Gutachtertätigkeit oder bezahlte Mitarbeit in einem wissenschaftlichen Beirat eines Unternehmens der Gesundheitswirtschaft (z.B. Arzneimittel-industrie, Medizinprodukt-industrie), eines kommerziell orientierten Auftragsinstituts oder einer Versicherung	Honorare für Vortrags- und Schulungstätigkeiten oder bezahlte Autoren- oder Co-Autorenschaften im Auftrag eines Unternehmens der Gesundheitswirtschaft, eines kommerziell orientierten Auftragsinstituts oder einer Versicherung	Finanzielle Zuwendungen (Drittmittel) für Forschungsvorhaben oder direkte Finanzierung von Mitarbeitern der Einrichtung von Seiten eines Unternehmens der Gesundheitswirtschaft, eines kommerziell orientierten Auftragsinstituts oder einer Versicherung	Eigentümerinteresse an Arzneimitteln/ Medizinprodukten (z.B. Patent, Urheberrecht, Verkaufslizenz)	Besitz von Geschäftsanteilen, Aktien, Fonds mit Beteiligung von Unternehmen der Gesundheitswirtschaft	Persönliche Beziehungen zu einem Vertretungsberechtigten eines Unternehmens Gesundheitswirtschaft	Mitglied von in Zusammenhang mit der Leitlinienentwicklung relevanten Fachgesellschaften/Berufsverbänden, Mandatsträger im Rahmen der Leitlinienentwicklung	Politische, akademische (z.B. Zugehörigkeit zu bestimmten „Schulen“), wissenschaftliche oder persönliche Interessen, die mögliche Konflikte begründen könnten	Gegenwärtiger Arbeitgeber, relevante frühere Arbeitgeber der letzten 3 Jahre	Ergeben sich aus allen oben angeführten Punkten nach Ihrer Meinung für Sie oder die ganze Leitliniengruppe bedeutsame Interessenkonflikte
Bertram, Prof .Dr. Bernd	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja BVA-Vorsitzender, DOG-GP, Sprecher der DOG-BVA-Leitlinienkommission und Makulakommission, RG-Mitglied	Nein	Freiberuflicher Augenvertragsarzt	Nein
Holz, Prof. Dr. Frank G.	Ja Acucela, Allergan, Bayer, GSK, Novartis, Genentech/ Roche, Heidelberg Engineering	Ja Allergan, Bayer, Novartis, Genentech/ Roche, Heidelberg Engineering	Ja Acucela, Allergan, Bayer, Novartis, Genentech/ Roche, Heidelberg Engineering, Optos, Zeiss	Nein	Nein	Nein	Ja Deutsche ophthalmologische Gesellschaft, Berufsverband der Augenärzte Deutschlands, Euretina	Nein	Universitätsklinikum Bonn	Nein

Anhang – Tabellarische Zusammenfassung der Erklärungen über Interessenkonflikte  
 Stellungnahme Qualitätssicherung der optischen Kohärenztomografie für die Diagnostik des Augenhintergrunds

Liakopoulos, Prof. Dr. Sandra	Ja Beratertätigkeit Novartis Pharma	Ja Vorträge: Novartis Pharma, Bayer, Zeiss Meditec, Heidelberg Engineering, Allergan, General Reinsurance AG, bezahlte Autorenschaft: Kaden Verlag	JA Drittmittel für Dienstleistunge n im Rahmen des Reading Centers: Novartis	Nein	Nein	Nein	Ja Mitglied der DOG	Nein	Universitäts- klinikum Köln	Nein
Pauleikhoff, Prof. Dr. Daniel	Ja Novartis, Bayer, Roche	Ja Novartis, Bayer, Roche	Nein	Nein	Nein	Nein	Ja DOG, RG	Nein	selbstständig	Nein
Schmitz- Valckenberg, Prof. Dr. Steffen	Ja Alcon /Novartis, Allergan	Ja Alcon/Novartis, Bayer, Genentech/ Roche	Ja Alcon/Novartis, Allergan, Bayer, Bioeq/ Formycon, Centervue, Genentech/ Roche, Heidelberg Engineering, Optos, Carl Zeiss MediTec	Nein	Nein	Nein	Ja DOG, BVA, RG	Nein	Universitäts- Klinikum Bonn	Nein
Spital, Dr. Georg	Ja Novartis, Allergan, Bayer	Ja Allergan, Bayer, Novartis, Heidelberg Engineering, Zeiss	Ja Novartis, Bayer	Nein	Nein	Nein	Ja DOG, BVA, RG	Nein	selbstständig	Nein