

Stellungnahme

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

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

Stand: 7. März 2026

Präambel	2
1. Aufnahmetechnische Qualitätsanforderungen	3
1.1 Personelle Anforderungen.....	3
1.2 Bildidentifikation	4
1.3 Datenschutz	4
1.4 Aufnahmeparameter	5
1.5 Verwendung unterschiedlicher OCT-Geräte	7
1.6 DICOM-Standard für OCT-Daten	8
2. Ärztliche Qualitätsanforderungen.....	13
2.1 Sichtung von erhobenen OCT-Daten (Bildwiedergabe)	13
2.2 Artefakte	14
2.3 Auflösungsvermögen.....	15
2.4 Verwechslungsgefahr typischer Befundmuster	16
2.5 Quantitative Beurteilung	16
2.6 Verlaufsbeurteilung	17
2.7 OCT-Bildgebung im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren.....	18
3. Redaktionskomitee.....	20
4. Anhang – weitere Aspekte zur Wahl der B-Scandichte	21
5. Literaturverzeichnis	24

Präambel

Die optische Kohärenztomografie (OCT) nimmt 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 einer schweren Sehminderung 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 die kontinuierliche Fortbildung der Ärzte erforderlich. Wegen des raschen Wandels der technischen 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 der Technik und Wissenschaft entsprechen. Derzeit erfüllen die spectral-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 und Einweisung nach der Medizinproduktebetreiberverordnung, Anleitung, Qualitätskontrolle 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.

Aufnahmebedingte 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 Benetzungsstörungen 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 Markierung 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 mindestens den 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 Datenschutz

Als medizinische Aufnahmen unterliegen OCT-Bildgebungen bei Patienten den datenschutzrechtlichen Vorgaben gemäß Art. 9 der Datenschutz-Grundverordnung (DSGVO). Da es sich um Gesundheitsdaten handelt, zählen sie zu den besonderen Kategorien personenbezogener Daten. Ihre Verarbeitung ist nur mit Einwilligung des Patienten oder auf Grundlage einer gesetzlichen Erlaubnis zulässig und unterliegt zusätzlich der ärztlichen Schweigepflicht. Patienten müssen transparent darüber informiert werden, welche Daten zu welchem Zweck und auf welcher Rechtsgrundlage verarbeitet werden.

Kliniken und Praxen sind verpflichtet, geeignete technische und organisatorische Maßnahmen zu ergreifen, um die Vertraulichkeit, Integrität und Verfügbarkeit der Daten sicherzustellen und sie vor unbefugtem Zugriff zu schützen. Bei digitaler Übermittlung sind datenschutzkonforme Übertragungswege zu wählen (z.B. über PACS- oder Telemedizin-Plattformen), bei Übertragung per E-Mail ist zudem eine angemessene Verschlüsselung erforderlich.

1.4 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-Scan-Dichte

Kritische Bildelemente, d. h. gewebetypische Strukturen wie beispielsweise die Fovea oder die Papille, welche für die diagnostische Aussage der Fragestellung wichtig sind, müssen durch das gewählte 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 Rasterscan auch speziell das Abtasten mit dem sog. Sternscan 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 Aufnahmetechnik 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 Rasterscan, der den gesamten Papillenbereich beinhaltet, 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 dem selben Scanprotokoll und mit identischen Aufnahmeparametern aufgenommen waren.

Bestimmung der Position von OCT-Befunden im Fundus

Für die Beurteilung von OCT-Daten ist es wichtig, die Position einer pathologischen Veränderung im Fundus topografisch 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 Intensitätsprojektion aus dem Datensatz (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.

1.5 Verwendung unterschiedlicher OCT-Geräte

Derzeit zeichnen sich die Geräteplattformen der verschiedenen Hersteller durch viele Unterschiede aus. 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 allein durch Adjustierung der Kalibrierung und/oder Umrechnungsfaktoren zwischen Gerätegenerationen des gleichen Herstellers ändern können.

1.6 DICOM-Standard für OCT-Daten

Der DICOM-Standard (Digital Imaging and Communications in Medicine) ist ein international etablierter Standard für die Speicherung, Übertragung und Verwaltung von medizinischen Bilddaten [34]. Sein Hauptzweck besteht darin, die „Interoperabilität“ zwischen verschiedenen bildgebenden Geräten und IT-Systemen im Gesundheitswesen zu gewährleisten. Hierzu definiert DICOM einheitliche Datenformate (sog. „Information Object Definitions“, kurz „IOD“) für Bilder und zugehörige Metadaten (z. B. Patientendaten, Untersuchungsparameter) sowie standardisierte Netzwerkprotokolle für den Austausch dieser Informationen (sog. „SOP Classes“) [34]. Dadurch können Bilder unterschiedlicher Modalitäten (z. B. Röntgen, CT, MRT, Ultraschall, OCT, Funduskamera, Gesichtsfeld u. a.) in einem PACS (Picture Archiving and Communication System) oder in der elektronischen Patientenakte gespeichert und von Kliniken, Praxen oder Geräten verschiedener Hersteller entsprechend der Kompatibilität des Conformance Statements ausgetauscht und angezeigt werden.

Aktueller Stand

Technisch gesehen stehen alle nötigen DICOM-Spezifikationen für die **optische Kohärenztomografie (OCT)** bereits zur Verfügung, und die Integration dieser Standards schreitet kontinuierlich voran [35]. Die US-Zulassungsbehörde FDA hat im April 2022 den DICOM-Standard inklusive der ophthalmologischen Ergänzungen offiziell als anerkannten Konsensstandard für bildgebende Verfahren in der Augenheilkunde gelistet [36]. Diese Anerkennung unterstreicht, wie wichtig die Einhaltung von DICOM mittlerweile auch **regulatorisch** gesehen wird. Die **Supplements 110, 197 und 240** des DICOM-Standards bilden – neben den Standards für die Strukturierung bestimmter Reports (z.B. Supplement 152 - Ophthalmic Thickness Map Storage SOP Class [48]) die zentralen Bausteine für die strukturierte und interoperable Speicherung der OCT-Diagnostik. Sie ermöglichen die Integration von OCT-Daten in klinische Workflows und fördern die Standardisierung in der Augenheilkunde [37,38]. Nachfolgend sind die Inhalte dieser wichtigen Ergänzungen zusammengefasst:

Supplement 110: Ophthalmic Tomography Image Storage SOP Class (2007)

Dieses Supplement wurde in 2007 als erste DICOM-Definition für die OCT verabschiedet.

Es definiert die standardisierte Speicherung von OCT-Bildern. Es legt fest, wie sowohl Einzelaufnahmen als auch mehrere Bilder (sog. Multi-Frames), z.B. Volumenscans oder Stern-Scans, die mit OCT erstellt wurden, gespeichert werden können. Die Darstellung der tomografischen Schnitte zueinander und die Markierung der Position des dargestellten Schnittes im

Fundusbild ist wesentlicher Inhalt dieser ersten DICOM-Definition für die OCT. Dies schafft die Grundlage für die Integration dieser Bilddaten in PACS-Systeme und elektronische Patientenakten [45].

Supplement 197: Ophthalmic Optical Coherence Tomography for Angiographic Imaging Storage SOP Classes (2017)

Supplement 197 hat den DICOM-Standard für OCT im Kern um OCT-Angiografie (OCT-A) erweitert also um die standardisierte Speicherung von Gefäßfluss-Informationen und den daraus abgeleiteten „en-face“-Angiografie-Ansichten (Ansicht „von oben“ auf definierte Netzhautschichten/Slabs).

Supplement 197 definiert dafür zwei neue SOP-Classes für DICOM-Speicherobjekte:

- „OCT B-scan Volume Analysis“: Damit kann ein Gerät/eine Software die aus den B-Scans abgeleiteten Volumen-Analyse-Daten speichern – ausdrücklich inklusive angiografischer Flow-Volumen-Information (3D-Flussinformation).
- „OCT En Face Image“: Damit können die abgeleiteten en-face Bilder gespeichert werden – entweder strukturelle en-face (Reflexions-/Strukturbilder) oder vaskuläre en-face Bilder (Flow-Karte) bzw. Kombinationen daraus. Diese können sowohl die ganze Netzhaut wie auch einzelne Netzhautschichten abbilden.

Weiter verlangt Supplement 197 für strukturelle OCT-Volumina, die für Volumenanalyse gedacht sind, konsequentere Angaben zur Geometrie (z. B. Pixelmaßstab, Orientierung, Position im Raum).

Supplement 197 bringt definierte Code-Listen (sog. CIDs) mit, damit überall dieselben Begriffe verwendet werden, z. B.

- Retinal Segmentation Surfaces (welche Netzhautschichten die Segmentierung beschreibt)
- En Face Image Types (welche (Gefäß-)Struktur im jeweiligen en face Bild dargestellt wird – z. B. oberflächlicher Plexus vs. tiefer Plexus)
- außerdem u. a. Algorithmus-Familien (welche Art OCT-A-Verarbeitung) und Scan-Pattern-Typen

Wichtig für Interoperabilität: Die strukturellen OCT-Bilder, Segmentierung, Flow-Volumenanalyse und en-face Bilder werden als separate DICOM-Serien gespeichert, sind

aber über eine gemeinsame räumliche Referenz miteinander verknüpft. Außerdem ist festgelegt, dass en-face Bilder ihre Quellen referenzieren (Struktur-Quelle vs. Flow-Quelle) und auch, welche Segmentierungen für die en-face-Projektion verwendet wurden [46].

Supplement 240: Heightmap Segmentation and Revised Ophthalmic OCT En Face Image (2024)

Supplement 240 hat den DICOM-Standard für OCT erweitert und vor allem in einem Punkt deutlich vereinfacht:

1) Neue DICOM-Objektklasse: *Height Map Segmentation*

In den vorhergehenden Supplements, insbesondere Supplement 197, war es vergleichsweise umständlich, Schichtsegmentierungen (ILM, RPE/Bruch-Membran usw.) so zu speichern, dass andere Software sie zuverlässig nutzen kann. Supplement 240 führt dafür eine neue DICOM-Objektklasse ein: die „Height Map Segmentation“. Statt komplizierter 3D-Oberflächenmodelle, die in Supplement 197 beschrieben sind, speichert man nach Supplement 240 die Schichtgrenze als eine Art Höhenkarte: Für jede laterale Position im OCT-Scan (X,Y) wird genau ein Tiefenwert (Z) abgelegt: „*Hier liegt die Grenzfläche der Schicht.*“

2) Öffnung für unterschiedliche Segmentierungsarten

Im Supplement 197 war für die Schichtdefinition zwingend eine „Surface Segmentation“ vorgeschrieben. Jetzt (gem. Supplement 240) darf das en-face-Objekt jede passende Segmentierung referenzieren, ausdrücklich auch die neue Height Map Segmentation (und auch andere (zukünftige) Segmentierungs-Klassen).

3) Einführung eines Pflichtverweises auf einen sog. Localizer (Fundusbild/IR-Bild)

Supplement 240 ergänzt Metadaten, damit klar dokumentiert ist, welchen Ausschnitt des Augenhintergrundes das en-face-Bild erfasst.

Wenn ein OCT-Gerät DICOM nach Supplement 240 standardkonform exportiert, kann ein herstellernertrales System (PACS/Viewer/Patientenakte/AI-Pipeline) künftig deutlich besser:

- Schichtgrenzen/Segmentierungen mit übernehmen
- en-face-Darstellungen korrekt im Kontext interpretieren (welcher Slab? welche Grenzen?)
- den Zusammenhang zwischen Fundus-/IR-Bild und einem en-Face-Bild nachvollziehen [47].

Empfehlungen für die klinische Praxis

- **Implementierung der Supplements:** Kliniken und Praxen sollten sicherstellen, dass ihre OCT-Geräte und Softwarelösungen die genannten DICOM-Supplements, mindestens das Supplement 240, vollständig unterstützen, um eine nahtlose Integration in die bestehende IT-Infrastruktur zu gewährleisten.
- **Schulung des Personals:** Mitarbeiter sollten in der Handhabung und Interpretation der standardisierten OCT-Daten geschult werden, um die Vorteile der strukturierten Daten voll auszuschöpfen.
- **Zusammenarbeit mit Herstellern:** Einrichtungen sollten mit Geräteherstellern zusammenarbeiten, um sicherzustellen, dass die erzeugten Bilddaten den DICOM-Standards entsprechen und somit langfristig interoperabel und zukunftssicher sind.

Die konsequente Anwendung der Supplements in Kliniken und Praxen verbessert die Qualität der Patientenversorgung. Für die interkollegiale Zusammenarbeit einerseits sowie die Qualitätssicherung andererseits ist Interoperabilität auf Basis des DICOM-Standards sowohl innerhalb einer Einrichtung als auch zwischen verschiedenen Einrichtungen ein unverzichtbarer Baustein. DICOM-Kompatibilität von OCT bietet im Alltag **Interoperabilität, effiziente Abläufe, umfassende Dokumentation** und **bessere Nutzbarkeit** der Daten – Vorteile, die sowohl den Behandlern als auch den Patienten zugutekommen [39,40].

Empfehlungen für die Integration von OCT in DICOM-Workflows

- **Bei Neuanschaffungen DICOM-Konformität verlangen:** Bereits bei der Beschaffung neuer OCT-Geräte sollten Kliniken und Praxen volle DICOM-Kompatibilität einfordern. Gerätehersteller sollten eine DICOM-Konformitätserklärung vorlegen können, die alle relevanten ophthalmologischen SOP-Klassen (Supplements s.o., mindestens Supplement 240) abdeckt.
- **Integration in bestehende IT planen:** Die IT-Abteilung sollte frühzeitig einbezogen werden, um neue OCT-Systeme an das bestehende Klinik-PACS und die Worklists anzubinden. Vor dem Routinebetrieb ist zu testen, ob der Datentransfer (Speicherung, Abruf, Anzeige) reibungslos funktioniert. Gegebenenfalls müssen Updates am PACS vorgenommen werden, damit die neuen DICOM-Typen unterstützt werden. Es empfiehlt sich, Pilotprojekte durchzuführen, bevor der gesamte Betrieb umgestellt wird.

- **Schulung und Awareness:** Mitarbeiter sollten in den Grundlagen von DICOM geschult werden (z. B. wie Patientendaten per Worklist ins Gerät kommen, wo die Bilder im PACS zu finden sind, wie sie im universellen Viewer angezeigt werden).
- **Altbestände sichern:** Es sollte überlegt werden, wie vorhandene wichtige OCT-Untersuchungen aus proprietären Archiven in die neue Infrastruktur überführt werden können. Wichtig ist, dass keine neuen Untersuchungen mehr außerhalb des PACS gespeichert werden, um doppelte Ablagen zu vermeiden. Ein **Cut-over-Datum**, ab dem alle OCTs nur noch DICOM-basiert archiviert werden, kann sinnvoll sein.

Zusammenfassung

Die Integration der OCT-Bildgebung in DICOM-konforme Workflows ist fachlich geboten und mittlerweile technisch möglich. Standardisierungsgremien wie die DICOM Working Group 9 [41,42,44] haben die notwendigen Formate definiert, und verschiedene internationale Fachgesellschaften (wie die **AAO** und das **NEI**) fordern deren Umsetzung [40]. Für Kliniken, MVZ und Praxen heißt es nun, die Weichen zu stellen, um von den Vorteilen – Interoperabilität, effiziente Archivierung und verbesserte Patientenbetreuung – zu profitieren. Hersteller sind nachdrücklich aufgefordert, die Standards umfassend zu implementieren und in enger Abstimmung mit den Anwendern weiterzuentwickeln. Ein durchgängig standardisierter Bilddatenfluss in der Augenheilkunde wird die Versorgungsqualität steigern [43] und Innovationen (etwa KI-gestützte Diagnostik) erleichtern [40]. Die vorliegende Stellungnahme empfiehlt daher, die Integration von OCT in DICOM **proaktiv und kollaborativ** anzugehen, damit sich die ophthalmologische Bildgebung ähnlich erfolgreich standardisiert wie in der Radiologie – zum Wohle von Patienten und Ärzten. Zur Orientierung wird bei den Fachgesellschaften eine Positivliste geführt, die den Umsetzungsstand der Supplements bei den verschiedenen Herstellern zeigt.

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 diagnosewichtigen 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 Untersuchungs-ergebnisse 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 Auswertungs-algorithmen 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. Aktuell ist eine regelmäßige Qualitätskontrolle der OCT-Geräte und des Personals durch Testmessungen mit Phantomen wie in der Radiologie nicht vorgesehen. Für die OCT-Bildgebung gilt, dass Papierausdrucke 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 Papillenrand, 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. Dafür hilft der DICOM-Standard für die OCT-Bildgebung, Voruntersuchungen interoperabel auch bei einrichtungsübergreifender Zusammenarbeit digital verfügbar zu machen

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 Schatten (analog der Schallschatten der Echographie) 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 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 (anisotropes Gitter) 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 Auswertungs-

algorithmen 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 μm -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 aufnahmetechnischen Aspekten (s.o.) muss bei der ärztlichen Auswertung im Rahmen von Verlaufsbeurteilungen eine korrekte (bestenfalls elastische) 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. Wünschenswert wäre hier die Ausgabe des Vektorfeldes der Registrierung zweier OCT-Bilddatensätze aufeinander zur Qualitätskontrolle.

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 Farbfundusfotografie** 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 **Magnetresonanztomografie**.

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

Mandatstragende	Fachgesellschaft/ Organisation
Prof. Dr. med. Steffen Schmitz-Valckenberg, Universitäts-Augenklinik Bonn	BVA, DOG, RG
Herr Peter Mussinghoff	Augenabteilung am St. Franziskus Hospital Münster
Prof. Dr. med. Sandra Liakopoulos, Zentrum für Augenheilkunde, Universitätsklinikum Köln und Universitätsklinikum Frankfurt am Main	DOG, RG
Dr. med Georg Spital, Augenabteilung am St. Franziskus Hospital Münster	BVA, DOG, RG
Prof. Dr. med. Bernd Bertram, Augenarztpraxis Aachen	BVA, DOG, RG
Prof. Dr. med. Frank G. Holz, Universitäts-Augenklinik Bonn	BVA, DOG, RG
Prof. Dr. med. Daniel Pauleikhoff, Augenabteilung am St. Franziskus Hospital Münster	BVA, DOG, RG

Angaben zu den möglichen 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 (sog. Partialvolumeneffekte). 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 der Sternscan 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 dem Sternscan 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 mit ggf. Übersehen von Befunden. 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 µm 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 benachbartem B-Scan von 47 μm bis 188 μm (Quantifizierung von subretinalem hyperreflektiven Material) bzw. bis 375 μm (Quantifizierung von subretinaler Flüssigkeit und Pigmentepithelabhebung) basierten [32]. Bei Patienten mit diabetischem Makulaödem wurde beschrieben, dass ein B-Scan Abstand von bis zu 375 μm keinen signifikanten Unterschied zum dichteren Abstand von 47 μm 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. *Ophthalmologe* 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. *Ophthalmologe* 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. *Ophthalmologe* 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, Retinologische Gesellschaft, Berufsverband der Augenärzte Deutschlands: Anti-VEGF-Therapie bei der neovaskulären altersabhängigen Makuladegeneration, Stand 15.10.2022
https://www.augeninfo.de/stellungnahmen/Anti-VEGF-Therapie_neovask_AMD.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]. *Ophthalmologe* 2016;113:570-580.
10. Bundesärztekammer: Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik – aktuell geltende Leitlinie vom 15.09.2022, zuletzt geändert am 16.02.2023, Bekanntgabe im Deutschen Ärzteblatt am 30. Mai 2023 (Jg. 120, Heft 21-22):
https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/BAEK/Themen/Qualitaetssicherung/_Bek_BAEK_Leitlinie_Roentgendiagnostik_ONLINE_KORR_Vers_25_05_2023.pdf
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]. *Ophthalmologe* 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. Staurengi 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]. Ophthalmologie 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.
34. FDA – Recognized Consensus Standards: Medical Devices (DICOM) – U.S. Food and Drug Administration. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard (NEMA PS 3.1–3.20 2024e).
Verfügbar unter:
https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfStandards/detail.cfm?standard_id=entification_no=46513 (abgerufen am 23.12.2025, 10:39 Uhr)
35. Mussinghoff P., Kortüm K., Gutfleisch M., et al. Standardisierung in der Bildgebung umsetzen – Ein Plädoyer für den „Digital Imaging and Communication in Medicine“ (DICOM)-Standard in der Augenheilkunde. *Ophthalmologie* 118, 982–985 (2021). DOI: 10.1007/s00347-021-01488-0
36. Weixelbaum J., Haqqani S., Reed A., Goetz K. NEI-FDA-ONC Joint Workshop on Promoting Adoption of Ocular Imaging Standards – Summary. *Zenodo* (2022). DOI: 10.5281/zenodo.7023439
37. ICR Ophthalmology Center. OCT – Optical Coherence Tomography. (Webseite). Verfügbar unter: <https://icrcat.com/en/treatments-and-diagnostic-tests/oct-optical-coherence-tomography/> (abgerufen am 28.05.2025).
38. Ma J.P., Fekrat S., Grewal D.S. Standardization in Ophthalmic Imaging: Explore DICOM, devices, and beyond. *Retinal Physician* 19(1) (Jan/Feb 2022), S. 25–28. Verfügbar

- unter: <https://retinalphysician.com/issues/2022/januaryfebruary/standardization-in-ophthalmic-imaging/> (abgerufen am 28.05.2025).
39. Lee A.Y., Campbell J.P., Hwang T.S., et al. Recommendations for standardization of images in ophthalmology. *Ophthalmology* 128(7), 969–970 (2021). DOI: 10.1016/j.ophtha.2021.03.003
 40. Halfpenny W., Baxter S.L. Towards effective data sharing in ophthalmology: data standardization and data privacy. *Current Opinion in Ophthalmology* 33(5), 418–424 (2022). DOI: 10.1097/ICU.0000000000000878
 41. DICOM Standards Committee. WG-09: Ophthalmology. DICOM Standard – Working Group 9 (Ophthalmology). Verfügbar unter: <https://www.dicomstandard.org/activity/wgs/wg-09> (abgerufen am 28.05.2025).
 42. Integrating the Healthcare Enterprise (IHE). Eye Care – IHE International. IHE Eye Care Domain. Verfügbar unter: https://www.ihe.net/ihe_domains/eye_care/ (abgerufen am 28.05.2025).
 43. Bucher F., Mussinghoff P., Kühn T., Stahl A., Böhringer D. Technische Umsetzung der Qualitätssicherung bei der intravitrealen operativen Medikamenteneingabe (IVOM). *Der Ophthalmologe* 117(4), 307–312 (2020). DOI: 10.1007/s00347-019-01029-w
 44. MERIT CRO. DICOM Working Group 9 at AAO 2022 – Key Takeaways from MERIT. (Web-Artikel, 2022). Verfügbar unter: <https://meritcro.com/dicom-working-group-9-at-aa-2022-key-takeaways-from-merit/> (abgerufen am 28.05.2025).
 45. DICOM Standards Committee. WG-09: Ophthalmology. DICOM Standard – Working Group 9 (Ophthalmology): Supplement 110 – Ophthalmic tomography Image Storage SOP Class. Verfügbar unter: <https://www.dicomstandard.org/News-dir/ftsup/docs/sups/sup110.pdf> (abgerufen am 23.12.2025, 12:56 Uhr)
 46. DICOM Standards Committee. WG-09: Ophthalmology. DICOM Standard – Working Group 9 (Ophthalmology): Supplement 197 – Ophthalmic Optical Coherence Tomography for Angiographic Imaging Storage SOP Classes. <https://www.dicomstandard.org/News-dir/ftsup/docs/sups/sup197.pdf> (abgerufen am 23.12.2025, 12:57 Uhr)
 47. DICOM Standards Committee. WG-09: Ophthalmology. DICOM Standard – Working Group 9 (Ophthalmology): Supplement 240: Height Map Segmentation and Revised Ophthalmic OCT En Face Image. <https://www.dicomstandard.org/News-dir/ftsup/docs/sups/sup240.pdf> (abgerufen am 23.12.2025, 12:57 Uhr)
 48. DICOM Standards Committee. WG-09: Ophthalmology. DICOM Standard – Working Group 9 (Ophthalmology): Supplement 152 Ophthalmic Thickness Map Storage SOP Class. <https://www.dicomstandard.org/News-dir/ftsup/docs/sups/sup152.pdf> (abgerufen am 27.02.2026, 09:13 Uhr)

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

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie, Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
Prof. Dr. med. Bertram, Bernd	Gutachter für Versorgungswaltung in NRW, Gutachterkommission der Ärztekammer Nordrhein, Gerichte, Berufsverband der Augenärztinnen und Augenärzte Deutschlands e.V. Mandatsträger vergütung für Administration im Ressort Stellungnahmen und Leitlinien, Moderation Facharztrepetitorium	Nein	Ärztekammer Nordrhein, IQN-Moderation, Vorträge	Der Augenarzt	Nein	Nein	Mitglied: Ärztekammer Nordrhein (bis 8/2024): Mitglied des Vorstandes, Mitglied in den Ausschüssen Berufsordnung, Strukturen ärztlicher Versorgung, Kooperation der Gesundheitsberufe und der Versorgungssektoren, Delegierter beim Dt. Ärztetag, Vorstandsmitglied der Akademie der Gebietsärzte der BÄK (bis Mai 2023), Mitglied des Beratenden Fachausschusses Fachärzte der KBV (bis 12/2022), Ressortleiter Leitlinien/Stellungnahmen des Berufsverband der Augenärztinnen und Augenärzte Deutschlands e.V., Mitglied des Gesamtpräsidiums der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft, Sprecher der Leitlinienkommission von DOG und BVA, Sprecher der Kommission Ophthalmologische Rehabilitation von DOG und BVA, Sprecher der Makulakommission von DOG und BVA, Sprecher der Kommission für Weiter- und Fortbildung von DOG und BVA, Sachverständiger in AG des Gemeinsamen Bundesausschusses: Sehhilfen, Wissenschaftliche Tätigkeit: Versorgungsforschung, Klinische Tätigkeit: nicht-operative Augenheilkunde; Lasertherapie, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: Augenärztliche Akademie Deutschlands (AAD) (bis März 2022)	Stellungnahme OCT QS mit neuem DICOM-Teil COI: keine

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

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie, Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
Prof. Dr. med. Holz, Frank G.	Apellis, Bayer, Centervue, Geuder, Heidelberg Engineering, Astellas, Science, Novartis, Optos, Oxurion, Roche/Genentech, Stealth Bio/Therapeutics, Zeiss, Oculus, Oxular	Nein	Apellis, Bayer, Roche, Genentech, Novartis	Nein	Apellis, Bayer, Iveric bio/ Apellis, Kodiak, MeiraGTX, Neurotech, Novartis, Science,	Preceyes B.V., Eindhoven, Netherlands	Mitglied: Präsidiumsmitglied der DOG Stiftung Auge Vorstandsvorsitzender Vorstand Augennetz West Vorstandsmitglied Gertrud-Kusen-Stiftung Programmkommission Berufsverband der Augenärztinnen und Augenärzte Deutschlands e.V. AAD Pro Retina Mitglied Wissenschaftl. Med. Beirat, Wissenschaftliche Tätigkeit: Makula- und Netzhauterkrankungen, Retina-Imaging, Klinische Tätigkeit: Makula-, Netzhaut-, Glaskörperchirurgie, Kataraktchirurgie, degenerative und vaskuläre Netzhauterkrankungen, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: Programmkommission Jahreskongress DOG, Programmkommission der Augenärztlichen Akademie Deutschland AAD, Ausrichter regionaler Fortbildungsveranstaltungen	ja COI: moderat: Ausschluss von Leitungsfunktionen
Prof. Dr. med. Liakopoulos, Sandra	Nein	AbbVie, Apellis, Bayer, Janssen, Astellas, Advanz, Axunio	AbbVie, Biogen, Novartis, Roche, Apellis, Streamed up, Heidelberg Engineering, Bayer	Ärzteblatt international	Novartis, Roche	Nein	Mitglied: DOG, AAD, RWA, RG, Intris, CAM, Macula Society, Deutscher Hochschulverband, RetinaPlus, Euretina, Wissenschaftliche Tätigkeit: Bildgebung, IVOM, Klinische Tätigkeit: Medical Retina	ja, bzgl. Heidelberg-Eng. COI: gering: Ausschluss von Leitungsfunktion
Mussinghoff,	Nein	Nein	optimed	Nein	Nein	Nein	Mitglied: -, Wissenschaftliche	nein

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

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie, Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
Peter			Akademie				Tätigkeit: -, Klinische Tätigkeit: -, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: Persönliche Beziehung: -	COI: keine
Prof. Dr. med. Pauleikhoff, Daniel	Nein	Nein	Omnivision	Nein	Nein	Nein	Mitglied: Pro Retina AKF, Mitglied: Makulakommission BVA und DOG, Wissenschaftliche Tätigkeit: AMD, Klinische Tätigkeit: Forschung und Translation bei AMD, Beteiligung an Fort-/Ausbildung: AMD-Kongress 2023 Baden-Baden	nein COI: keine
Prof. Dr. med. Schmitz-Valckenberg, Steffen	Apellis, i2Vision, iCARE, US National Institutes of Health, Roche, Vertex Pharmaceuticals	Nein	Apellis, Heidelberg Engineering, Medical Conference (USA), North Star Optometry (USA), University of Miami (USA)	Broadcast Med (USA), Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft (E-Learning), Springer Verlag	Apellis, Bayer, Carl Zeiss Meditec, EyeDNA Therapeutics, Formycon, Galimedix, Katairo, La Science, Novartis, Roche, SparingVision	Nein	Mitglied: American Society of Retina Specialists, Association for Research in Vision and Ophthalmology, Club Jules Gonine, European Society of Retina Specialists, Berufsverband Deutscher Ophthalmochirurgen, Berufsverband der Augenärztinnen und Augenärzte Deutschland e. V., Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft, Retinologische Gesellschaft, The Macula Society, Utah Medical Association, Utah Ophthalmology Society, International Retinal Imaging Society, Wissenschaftliche Tätigkeit: Translational clinical research in innovative retinal imaging, structure-function correlations, artificial intelligence and genetics in macular and retinal diseases. Management of GRADE Reading Center and Utah Retinal Imaging Center (UREAD) for processing and analysis of multimodal imaging data as part of multicenter clinical studies., Klinische Tätigkeit: Medical Retina and Vitreoretinal surgery, Beteiligung an	ja COI: moderat: Ausschluss von Leitungsfunktionen

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

	Tätigkeit als Berater*in und/oder Gutachter*in	Mitarbeit in einem Wissenschaftlichen Beirat (advisory board)	Bezahlte Vortrags-/oder Schulungstätigkeit	Bezahlte Autor*innen-/oder Coautor*innenschaft	Forschungsvorhaben/Durchführung klinischer Studien	Eigentümer*inneninteressen (Patent, Urheber*innenrecht, Aktienbesitz)	Indirekte Interessen	Von COI betroffene Themen der Leitlinie, Einstufung bzgl. der Relevanz, Konsequenz
							Fort-/Ausbildung: E-Learning Plattform Deutsche Ophthalmologische Gesellschaft. Imaging subspecialty section committee member of the European Society of Retinal Specialists	
Dr. med Spital, Georg	Novartis, Bayer	Bayer, Novartis	Novartis	Roche	Novartis, Bayer, Kodiak Sciences, Roche, Gyroscop therapeutics, Regeneron, Amgen, Iveric Bio, Janssen-Cilag, Eyebio, Novo-Nordisk	Nein	DOG-Mitglied, Mitglied Retinologische Gesellschaft, Mitglied: Deutsche Diabetesgesellschaft, Mitglied: Initiativgruppe Früherkennung diabetische Augenerkrankungen, Generalsekretär, Mitglied des Berufsverbandes der Augenärztinnen und Augenärzte Deutschlands e.V., Mitglied der Rheinisch westfälischen Augenärzte, Mitglied: Netzwerk für seltene Netzhauterkrankungen, Mitglied in der DOG-Sektion Genetik , Wissenschaftliche Tätigkeit: Diabetische Retinopathie, Wissenschaftliche Tätigkeit: Erbliche Netzhauterkrankungen, Klinische Tätigkeit: Retinologie mit Schwerpunkten bei diabetischer Retinopathie und hereditären Netzhauterkrankungen	nein COI: keine