

D. Daniltchenko<sup>1</sup> · F. König<sup>2</sup> · E. Lankenau<sup>3</sup> · M. Sachs<sup>1</sup> · G. Kristiansen<sup>4</sup>  
 G. Huettmann<sup>3</sup> · D. Schnorr<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Urologische Klinik der Charité, Universitätsmedizin Berlin

<sup>2</sup> Klinik Hygiene, Berlin

<sup>3</sup> Medizinisches Laserzentrum Lübeck GmbH

<sup>4</sup> Institut für Pathologie der Charité, Universitätsmedizin Berlin

# Anwendung der optischen Kohärenztomographie (OCT) bei der Darstellung von Urothelerkrankungen der Harnblase

**D**arstellung und Differenzierung der verschiedenen Schichten der dünnen Harnblasenwand sind für die Tumordiagnostik von großer Bedeutung. Eine sichere Unterscheidung von Urothel, Basalmembran, Lamina propria und Lamina muscularis ist für die gegenwärtige radiologische Schnittbilddiagnostik bei oberflächlichen Harnblasentumoren, Carcinoma in situ und Narben nach transurethraler Blasentumorresektion noch nicht möglich.

Die optische Kohärenztomographie (OCT, „optical coherence tomography“) stellt ein neues bildgebendes Verfahren zur Darstellung von biologischem Gewebe dar. Anfang der 90er Jahre wurden die ersten experimentellen Studien zur Darstellung von Gewebestrukturen mit einer Auflösung von 10–20 µm in verschiedenen Zentren durchgeführt [7, 11]. Mit der OCT wurde die Gewebestruktur des Auges, der Haut, der Zähne, der Hirnrinde und von Knorpel visualisiert [1, 5, 10, 16, 17]. Durch Verbindung eines OCT-Gerätes mit einer flexiblen Faser wurden endoskopische, intrakavale und intravasculäre Untersuchungen möglich [2, 6, 8, 9, 19].

In der vorliegenden Arbeit wird eine neue klinische Anwendung der OCT bei Erkrankungen der Harnblase vorgestellt. Ein speziell entwickeltes Zystoskop mit eingebauter Stablinse wurde mit dem OCT-System gekoppelt und ermöglicht die en-

doskopische Betrachtung der Harnblase auf dem Monitor und nach Aufsatz des Zystoskops auf ein gewünschtes Schleimhautareal in gleichem Arbeitsgang ein zweidimensionales Tiefenschnittbild der Blasenregion auf dem PC-Monitor. Erste Ergebnisse von Untersuchungen der Harnblase bei benignen und malignen Veränderungen werden vorgestellt.

## Material und Methoden

Die OCT beruht auf dem Prinzip der Reflexion von kurzkohärentem Licht und erlaubt die bildliche Darstellung (Tiefenquerschnitt) von oberflächlichen Gewebestrukturen bis zu einer Gewebetiefe von etwa 2 mm mit einer lateralen Auflösung von rund 15 µm. Damit ist die OCT mit dem Prinzip der Sonographie vergleichbar, allerdings mit dem Unterschied, dass als diagnostisches Medium reflektiertes infrarotes Licht anstelle von akustischen Wellen verwendet wird. Bei der OCT wird eine Lichtquelle (Superlumineszenzdiode, SLD) mit einer Wellenlänge ( $\lambda$ ) von ca. 1300 nm und einer kurzen Kohärenzlänge von ca. 15 µm zur Untersuchung der Harnblase verwendet. Die OCT lässt sich am Aufbau eines Michelson-Interferometers erklären (■ **Abb. 1**). Analog zur Weißlichtinterferometrie werden in der OCT Lichtquellen mit einer sog. kurzen Kohä-

renzlänge (hier 15 µm) eingesetzt. Licht wird über einen Strahlteiler (Koppler) in 2 Anteile aufgeteilt. Das von den Spiegeln 1 und 2 reflektierte Licht wird auf seinem Rückweg am Strahlteiler (Koppler) wieder überlagert.

Das von einer Photodiode detektierte Gesamtlicht wird hinsichtlich seiner Interferenzfähigkeit analysiert. Nur wenn die optischen Wege über Spiegel 1 und Spiegel 2 zum Detektor (Photodiode) innerhalb der Kohärenzlänge der Lichtquelle (15 µm) gleich lang sind, kann am Detektor eine Interferenz nachgewiesen werden. Nimmt man Spiegel 1 als Referenzspiegel mit einer bekannten Wegverstellung und detektiert ein Interferenzsignal, weiß man auf 15 µm genau die Position von Spiegel 2. In der OCT wird der Spiegel 2 durch die zu untersuchende Probe ersetzt. Der Referenzspiegel wird kontinuierlich um  $\pm 1,25$  mm verfahren (Gesamtweg von 2,5 mm). Den Detektor aus dem Probenarm erreichen Photonen, die durch Streuung im Gewebe unterschiedliche optische Wege zurückgelegt haben. Ähnlich wie in der Sonographie erhält man eine eindimensionale Tiefeninformation (A-Scan) des aus dem Gewebe zurückgestreuten Lichts. Gemessen wird die Amplitude der Interferenzmodulation, die Rückschlüs-

Gefördert durch die DFG, Ko 1664/3-1.

se auf die optische Struktur der Probe ermöglicht (je höher die Amplitude, desto mehr Licht kommt aus der jeweiligen Tiefe der Probe). Durch ein laterales Abtasten erhält man zweidimensionale Tiefenschnittbilder, die analog zur Sonographie als B-Scan bezeichnet werden. Die jeweilige Amplitude der Interferenzmodulation wird als Graustufe dargestellt. Wichtige optische Parameter sind der Streu- und Absorptionskoeffizient, die Dicke und die Brechzahl des Gewebes. Ändert sich ein optischer Parameter innerhalb der Probe, ändert sich auch der Anteil des von der Probe zurückgestreuten Lichts.

Am Medizinischen Laserzentrum Lübeck (MLL) wurde in Kooperation mit den Firmen *Richard Wolf* und *4Optics* ein starres OCT-System für die Endoskopie (Abb. 2) entwickelt. Dieses spezielle Zystoskop ist für Blasenpiegelungen sowohl bei Frauen als auch bei Männern geeignet. Das OCT-System besteht aus einem Videobasis- und dem OCT-Gerät. Mittels Lichtquelle, CCD-Videokamera und Videoadapter wird das untersuchte Blasenareal über das Zystoskop auf einem Monitor als reales endoskopisches Bild dargestellt. Das OCT-Gerät, bestehend aus einer Glasfaser, einem OCT-Adapter, einem OCT-Basisgerät *Sirius 713* und einem Mess- und Auswertecomputer *Sirius 212*, wird an das Zystoskop angekoppelt und liefert im gleichen endoskopischen Arbeitsgang bei Betrachtung der Blasenareale nach Aufsetzen auf die Schleimhaut zweidimensionale Tiefenschnittbilder auf einem PC-Monitor. Für das OCT-System wurde ein spezielles Endoskop mit eingebauter Stablinse konstruiert. Über diese Linse ist es möglich, das normale Videoauflicht- und das OCT-Signal zu leiten.

### Untersuchungstechnik

Bei der geplanten OCT-Messung erfolgt zunächst transurethral die Urethrozystoskopie unter Sicht mit einem üblichen Zystoskop (20 Ch Stärke), über das anschließend die OCT-Optik eingebracht wird. Durch das spezielle Design der Optik ist es möglich, bei gleichzeitiger permanenter Weißlichtendoskopie parallel OCT-Aufnahmen zu erstellen. Nach Einführung des Zystoskops in die Blase werden unter Weißlicht mit der Kamera al-

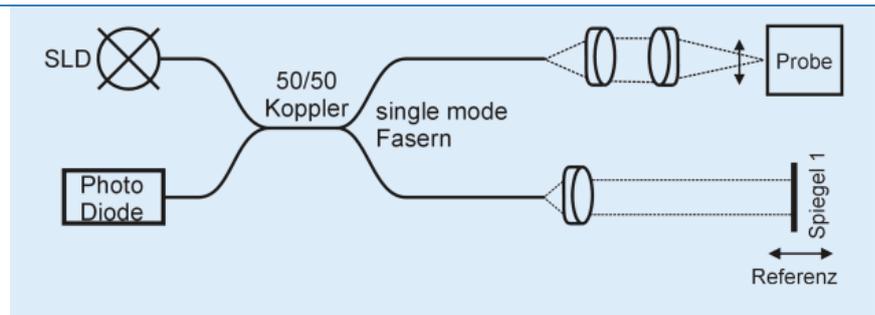


Abb. 1 ▲ Michelson-Interferometer, SLD Superlumineszenzdiode

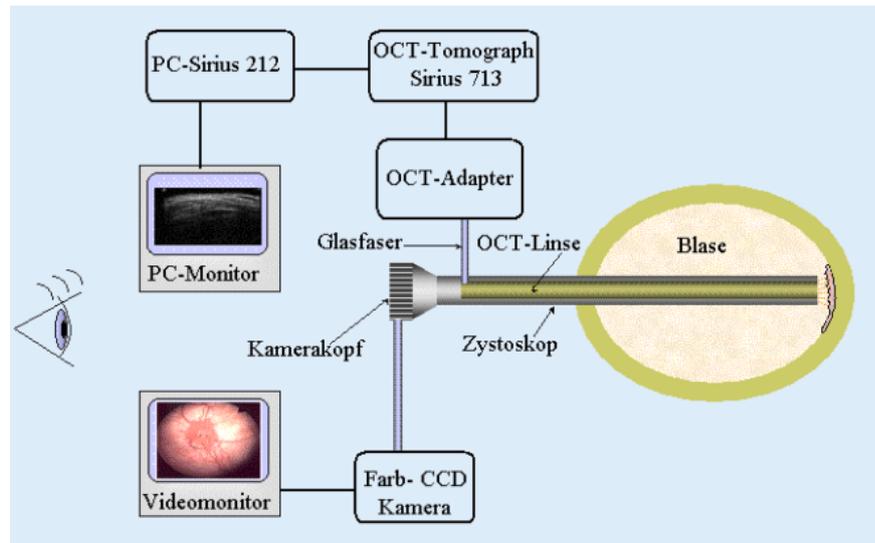


Abb. 2 ▲ Komplettausstattung des OCT-Systems mit Endoskop

le interessierenden Areale der Blase untersucht und als Videoaufnahme gespeichert. Dann wird das zu untersuchende suspekte Blasenareal mit dem OCT-System durchleuchtet. Durch Aufsetzen der Optik direkt auf die Blasenoberfläche werden Bewegungsartefakte weitgehend vermieden. Um ein unkontrolliertes Zusammendrücken der zarten Schleimhaut zu verhindern, befindet sich ein Abstandhalter zwischen Messpunkt und Optiko-berfläche. Der Messvorgang erweist sich als zuverlässig reproduzierbar und benötigt pro Bild ca. 5–10 s (reine Scanzeit ca. 2 s). Das jeweils gemessene Schleimhautareal hat einen Durchmesser von 2,7 mm und wird als Photo dokumentiert (Laserprint, Video).

Die OCT-Bilder der Probe werden abgespeichert. Die Vermessung der Schleimhautdicke der Blase erfolgt in einem separaten Auswertprogramm, wobei bei Schichtdickenmessungen ähnlich wie in der Sonographie die Schallgeschwindigkeit innerhalb der Probe, hier die Lichtaus-

breitungsgeschwindigkeit (der Brechungsindex der Probe) berücksichtigt werden muss. Bei allen OCT-Messungen wurde ein Brechungsindex von 1,4 zugrundegelegt. Zur Gewährleistung der korrekten histologischen Aufarbeitung der mit OCT-Messung untersuchten Areale wurde unmittelbar nach jeder Messung von dieser Stelle eine Gewebeprobe mit einer Biopsiezange oder mit der elektrischen Schlinge gewonnen und zur feingeweblichen Untersuchung in das Pathologische Institut der Charité gebracht.

### Patienten

In die Studie wurden von April 2002 bis Dezember 2003 50 Patienten (35 Frauen, 15 Männer, Alter 45–79 Jahre) eingeschlossen. Für eine OCT-Messung wurden präoperativ Patienten ausgewählt, bei denen der Verdacht auf einen primären oberflächlichen Tumor oder ein Tumorrezidiv bestand. Die Untersuchungen wurden bei Frauen und bei Männern mit einer kurzen

Radiologe 2006 · 46:584–589  
DOI 10.1007/s00117-005-1250-x  
© Springer Medizin Verlag 2005

D. Daniltschenko · F. König · E. Lankenau · M. Sachs · G. Kristiansen · G. Huettmann  
D. Schnorr

### Anwendung der optischen Kohärenztomographie (OCT) bei der Darstellung von Urothelerkrankungen der Harnblase

#### Zusammenfassung

**Zielsetzung.** Die optische Kohärenztomographie (OCT) hat in den letzten Jahren deutliche Fortschritte gemacht. Mit hoher Auflösung kann die Schichtstruktur der Harnblase während der Zystoskopie dargestellt werden.

**Material und Methoden.** Die Eindringtiefe ins Gewebe ist mit der OCT auf etwa 2,5 mm begrenzt. Das Auflösungsvermögen liegt bei ca. 15 µm. 50 Patienten mit verschiedenen Erkrankungen der Blase wurden untersucht. Insgesamt wurden 488 OCT-Aufnahmen erstellt.

**Ergebnisse.** Hinsichtlich der gesunden Blasenwand konnte gezeigt werden, dass ei-

ne Differenzierung zwischen Urothel, Lamina propria und Muskel möglich ist. Zystitis und Metaplasien sind durch ein Verschwimmen der Schichtstruktur bzw. durch eine Verdickung des Epithels, maligne Areale durch eine Aufhebung der oben beschriebenen Gewebearchitektur gekennzeichnet. **Schlussfolgerung.** Die OCT verbessert die Diagnostik flacher Läsionen des Urothels. Bei entsprechender technischer Umsetzung könnte sie in Zukunft für ein intraoperatives Staging genutzt werden.

#### Schlüsselwörter

Optische Kohärenztomographie (OCT) · Bildgebung · Zystoskopie · Harnblase

### Utilizing optical coherence tomography (OCT) for visualization of urothelial diseases of the urinary bladder

#### Abstract

**Purpose.** The technique of optical coherence tomography (OCT) has significantly improved over the last few years. This new diagnostic procedure allows imaging of tissue structure of the bladder wall during cystoscopy with high resolution.

**Materials and methods.** The penetration depth of OCT is limited to 2.5 mm. The resolution is approximately 15 µm. Fifty patients with different clinical conditions of the bladder were examined. Altogether 488 OCT images were generated.

**Results.** OCT of normal bladder mucosa clearly shows a differentiation between urothelium, lamina propria, and smooth

muscle. Cystitis and metaplasia are characterized by blurring of the laminated structure and thickening of the epithelial layer. In malignant areas there is complete loss of the regular layered tissue structure.

**Conclusion.** OCT improves the diagnosis of flat lesions of the urothelium. It has the potential for facilitating intraoperative staging of malignant areas in the bladder.

#### Keywords

Optical coherence tomography (OCT) · Optical imaging · Cystoscopy · Urinary bladder

Urethra durchgeführt, da das OCT-Zystoskop 6 cm kürzer ist als ein Standardzystoskop. Auch aus solchen technischen Gründen wurden einige männliche Patienten nicht der OCT-Messung zugeführt. Insgesamt wurden bisher 488 OCT-Messungen von 326 Arealen der Blase durch einen erfahrenen Urologen durchgeführt und ausgewertet. Alle Messungen erfolgten nur durch einen Urologen, um den subjektiven Faktor zu minimieren. Sämtliche OCT-Bilder wurden später mit dem histologischen Ergebnis und den HE-Schnittbildern verglichen. Untersucht wurden normale Schleimhaut, Entzündungen, Plattenepithelmetaplasien, Hyperplasien, papilläre und solide Tumoren sowie das Carcinoma in situ (Cis).

#### Ergebnisse

#### OCT-Bilder von gesundem Gewebe der Harnblase

Bei allen untersuchten Patienten wurden zunächst die makroskopisch normalen Areale der Blase betrachtet und per Videoaufnahme dokumentiert. An 136 unauffälligen Arealen erfolgten OCT-Messungen mit nachfolgender Biopsie. Alle in der Weißlichtendoskopie unauffällig erscheinenden und mit OCT gemessenen Areale, wurden auch in der Histologie als dysplasie- und tumorfreie Urothelschleimhaut beschrieben. Auf dem OCT-Bild kann man die Schichtstruktur des Gewebes als unterschiedlich intensive Grauschichtung erkennen (■ **Abb. 3**). Die normale Urothelschicht zeigt sich als gering reflektierende Oberschicht. Die Schichtdicke schwankt zwischen 20 und 100 µm. Die Basalmembran, welche die Epithelzellen von der Lamina propria trennt, ist bei unseren OCT-Messungen als scharfe dünne dunkle Linie visualisierbar. Im OCT Bild zeigt sich die Lamina propria als intensiv reflektierende Schicht mit kleinen, meist längsorientierten Subschichten. Die Kapillaren bilden sich als wenig reflektierende ovale und längsorientierte Flecken ab. Im OCT-Bild stellen sie sich als intensivere Streifen mit anderer Streuintensität als die Lamina propria dar. Die Muscularis propria, die aus einer oberflächlichen und einer tiefen Schicht besteht, stellt sich im OCT-Bild homogen und reflexarm dar.

## OCT-Darstellung inflammatorischer Veränderungen der Harnblase

Bei 40 entzündlichen Arealen der Blase wurden OCT-Messungen durchgeführt. Zystoskopisch stellte sich die entzündlich veränderte Schleimhaut erythematös und ödematös dar. Histologisch wurden diese Areale als mäßig chronische bis hin zu ausgeprägter florider Urozystitis beschrieben.

Als OCT-charakteristisch für Entzündungen betrachten wir eine leichte Verdickung einer reflexarmen epithelialen Schicht, die jedoch gut von der Lamina propria abgrenzbar ist. Die unterhalb der Basalmembran liegenden Schichten sind bei unterschiedlicher Intensität gut voneinander abgrenzbar. Es treten jedoch ein gewisser Verwaschungseffekt und eine Abnahme der Intensität auf, sodass die Grenzen zwischen den Schichten unklarer sind als in normaler Schleimhaut (■ **Abb. 4**).

## OCT-Darstellung beim oberflächlichen Urothelkarzinom

An 98 Arealen mit einem Urothelkarzinom wurden OCT-Messungen durchgeführt. In der Zystoskopie stellten sich winzige bis große papilläre Tumoren oder auch rasenförmige flache Läsionen dar. In der Histologie wurden die Tumoren als papilläre Urothelkarzinome mit der Klassifizierung pTa und pT<sub>a</sub>, G<sub>1</sub>–G<sub>3</sub> beschrieben. Bei oberflächlichen Tumoren ist die OCT-Schichtstruktur durch eine Verdickung des Epithels gekennzeichnet. Das OCT-Signal ist stark und wird ungeordnet zurückgestreut. Die Epithelschicht ist um ein Vielfaches verdickt, die darunterliegende Lamina propria nicht eindeutig zu differenzieren, obwohl diese Schicht noch darstellbar ist. Im OCT-Bild kommt es bei oberflächlichen Tumoren zur Aufhebung der strukturierten Anteile der Blasenwand.

Bei invasiven oder großen oberflächlichen Tumoren erscheinen die OCT-Bilder völlig unstrukturiert und inhomogen bei mittlerer Intensität des von der Probe zurückgestreuten Lichts (■ **Abb. 5**). Im OCT-Bild sind dann die tiefer liegenden Schichten der Blase wie die glatte Muskulatur oder Fettgewebe von der Oberfläche

des Tumors nicht mehr zu unterscheiden. Das Tumorgewebe hat einen stark lichtstreuenden Effekt. Daher ist es derzeit noch nicht möglich, die Wachstumstiefe des invasiven Tumors zu bestimmen und darzustellen.

Bei der OCT-Untersuchung des Tumorrandes kann man die intraepitheliale Übergangszone zwischen normalem Epithel und verdicktem Urothelkarzinom deutlich erkennen.

## Diskussion

Etablierte radiologische Methoden mit einer variablen und sehr hohen Messtiefe eignen sich zur Darstellung von Strukturen innerhalb von Organen mit einer Auflösung zwischen 100 und 1000 µm. Bei der Hochfrequenzsonographie betragen die laterale Messauflösung ca. 30–70 µm und die Messtiefe ca. 0,4–1 mm [3, 4]. Andere Methoden wie die konfokale Mikroskopie erlauben die oberflächliche Darstellung von Geweben mit einer Auflösung von etwa 1 µm bei einer Messtiefe von etwa 100 µm. In diesem Messbereich kön-

nen einzelne Zellen dargestellt werden. Diese Methodik ist sehr aufwändig und befindet sich derzeit noch in einem experimentellen Stadium [12].

Die OCT hat sich innerhalb der letzten 10 Jahre als neue hochauflösende Methode zur In-vivo-Darstellung von Gewebe entwickelt [5, 7, 8, 19]. Die bisher publizierten Ergebnisse zeigen, dass mit derzeit verfügbaren OCT-Geräten die Eindringtiefe in lichtstreuendes Gewebe etwa 2 mm beträgt [16, 18].

## Auflösungsvermögen der OCT

Die Auflösung eines abbildenden Systems ist in der optischen Physik als der Mindestabstand definiert, der erforderlich ist, damit 2 Objekte in der Abbildung gerade noch getrennt erkennbar sind. Die Detailerkennbarkeit oder Auflösung ist höher, wenn die Kohärenzlänge der Lichtquelle kleiner ist. Das axiale Auflösungsvermögen unseres OCT-Geräts Sirius 713 liegt bei etwa 15 µm. Das bedeutet, dass Strukturen, die 15 µm groß sind, theoretisch als solche erkannt werden können. Praktisch

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

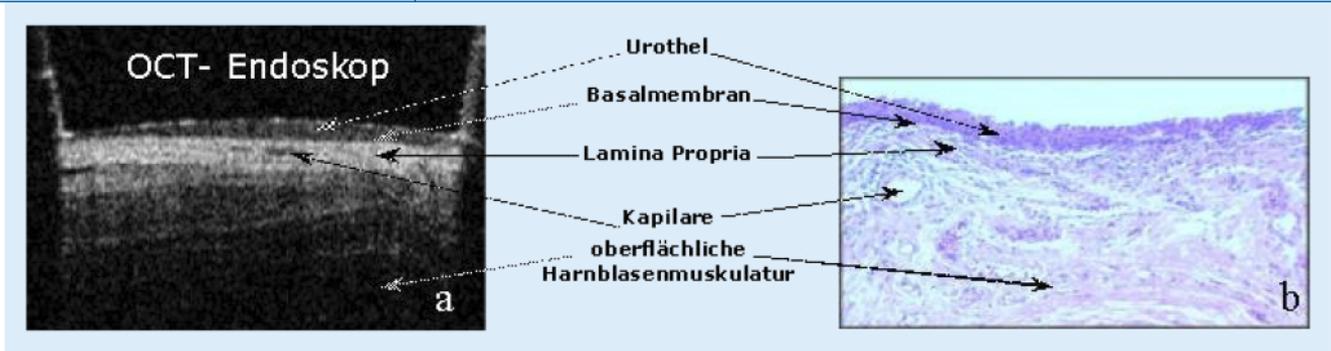


Abb. 3a,b ▲ Normale Schleimhaut der Harnblase. a OCT-, b histologisches Bild

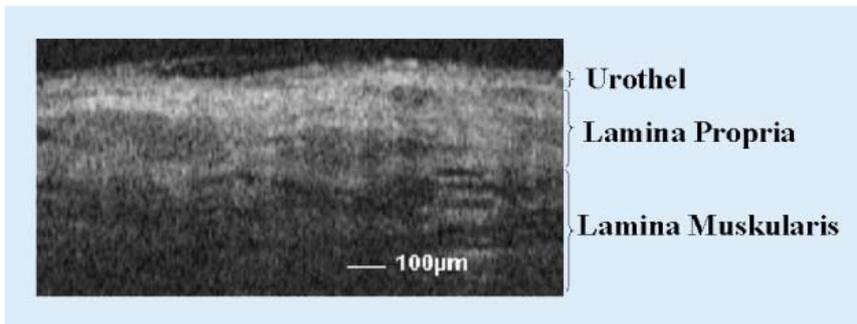


Abb. 4 ▲ OCT-Bild bei inflammatorischen Veränderungen der Harnblase

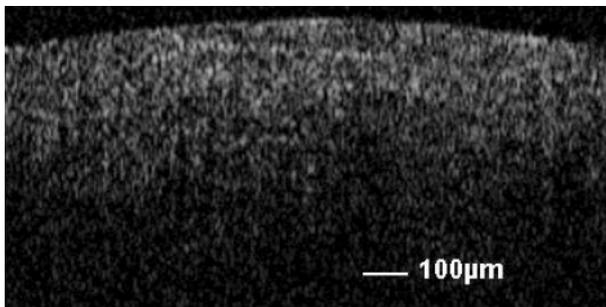


Abb. 5 ◀ OCT-Bild des Urothelkarzinoms

gelingt dies nur, wenn diese Strukturen entsprechend kontrastreich (mit anderem Streu- oder Absorptionskoeffizient) gegenüber der Umgebung sind. Falls die Grenzflächen der das Licht streuenden Substanz (Streuzentren) deutlich größer sind als die Kohärenzlänge des Lichts, dann werden diese Grenzflächen rein anatomisch abgebildet. Dies sind in unserer Studie die Grenzflächen zwischen Urothel, Lamina propria, Kapillaren usw. Dies ist jedoch dann nicht mehr der Fall, wenn die Teilchen der das Licht streuenden Substanz etwa die Größe der Kohärenzlänge haben oder noch kleiner sind. Dann können einzelne kleine Streuzentren, wie beispielsweise einzelne Zellen, Zellkerne oder kleine Bindegewebestränge nicht aufgelöst wer-

den. Das laterale Auflösungsvermögen hängt von der Breite der Linsenfokussierung am Ende des Zystoskops ab. Unser OCT-System ermöglicht eine laterale Auflösung von ebenfalls 15 µm.

Die weltweit eingesetzten OCT-Systeme wurden an Körperoberflächen oder endoskopisch durch eine flexible rotierende Einzelglasfaser über spezielle Arbeitskanäle mit geringer Auflösung bei ungenügenden Mess- und Bildverarbeitungsprogrammen eingesetzt. Bei der Entwicklung des in unserer Studie verwendeten OCT-Tomographen mit externem Adapter und OCT-Zystoskop mussten viele Probleme gelöst werden, die v. a. die Konstruktion und Qualität des endoskopischen OCT-Systems betrafen. Die in unserem System

erreichte axiale und laterale Auflösung ermöglicht eine differenzierte Abbildung der einzelnen Harnblasenschichten während der Zystoskopie. Welzel et al. [16] konnten Strukturen bis zu einer Tiefe von 2 mm unter der Hautoberfläche abbilden. Des Weiteren wurden OCT-Messungen ex vivo an intakten Blasenmolekülen im Tierexperiment durchgeführt [13, 15]. Wir konnten zeigen, dass die endoskopische OCT eine anatomisch differenzierte bildliche Darstellung der Schleimhautschichten der Harnblase im physiologischen Zustand erlaubt. Mit OCT und Zystoskopie in einem Arbeitsgang lassen sich die gesunde Blasenwand und unterschiedliche pathologische Krankheitszustände wie Tumoren, Entzündungen und Narben unterscheiden und darstellen. Darüber hinaus stehen diese entscheidenden Informationen dem Kliniker bereits intraoperativ, also sofort und nicht erst nach entsprechender pathologischer Aufarbeitung zur Verfügung. Gerade bei flachen Läsionen kann dieser Vorteil von entscheidender Bedeutung sein. Über die Vergleichbarkeit von OCT-Darstellungen und dem entsprechenden pathohistomorphologischen Substrat wird an anderer Stelle berichtet.

### Fazit für die Praxis

Hieraus leiten sich wichtige Aspekte zur Anwendung der optischen Kohärenztomographie ab:

1. Die optische Kohärenztomographie (OCT) ist ein neues optisches Verfahren mit hoher Auflösung von ca. 15 µm, das intravitale Querschnittsbilder bis 2,5 mm Tiefe in der Blasenwand während der Zystoskopie erzeugen kann.
2. Es ist mit der OCT möglich, Epithel, Basalmembran, Lamina propria, glatte

Muskulatur und Kapillaren zu visualisieren. Eine entzündlich veränderte Blaseschleimhaut ist durch unscharfe Schichtstrukturen und eine leichte Verdickung des Epithels gekennzeichnet.

- Die Methode soll künftig auch zur Erweiterung bei der Diagnostik und Verlaufskontrolle des Urothelkarzinoms eingesetzt werden. Karzinome zeigen dabei einen kompletten Verlust der Schichtstruktur.
- Mittels OCT kann intraoperativ – bisher nur bei oberflächlichen Tumoren – die intraurotheliale Tumorgrenze ermittelt werden. Eine Differenzierung von Hyperplasien, Dysplasien und Karzinomen mittels OCT ist aufgrund der ähnlichen Morphologie derzeit noch nicht möglich.

### Korrespondierender Autor



**Dr. D. Danilchenko**  
Klinik für Urologie,  
Charité – Campus Mitte der Uni-  
versitätsmedizin, Schumann-  
straße 20–21, 10117 Berlin  
E-Mail: dmitri.danilchenko@  
charite.de

**Interessenkonflikt.** Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

### Literatur

- Boppert SA, Bouma BE, Brezinski ME, Tearney GJ, Fujimoto JG (1996) Imaging developing neural morphology using optical coherence tomography. *J Neurosci Methods* 70:65–72
- Brand S, Poneros JM, Bouma BE, Tearney GJ, Compton CC, Nishioka NS (2000) Optical coherence tomography in the gastrointestinal tract. *Endoscopy* 32:796–803
- Buchwald HJ, Muller A, Spraul CW, Lang GK (2003) Ultraschallbiomikroskopie bei Bindehauttumoren. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 220:29–34
- El Gammal S, Pieck C, Auer T, Kaspar K, Hoffmann K, Altmeyer P, Vogt M, Ermert H (1998) 100 MHz ultrasound of psoriasis vulgaris plaque. *Ultraschall Med* 19:270–274
- Feldchtein FI, Gelikonov VM, Iksanov RR, Gelikonov GV, Kuranov RV, Sergeev AM, Gladkova N, Ourutina MN, Reitze DH, Warren JA (1998) In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Optics Express* 3:239–250
- Feldchtein FI, Gelikonov GV, Gelikonov VM, Kuranov RV, Sergeev AM, Gladkova N, Shakhov AV, Shakhova NM, Snopova LB, Terent'eva AB, Zagainova EV, Chumakov YP, Kuznetzova IA (1998) Endoscopic applications of optical coherence tomography. *Optics Express* 3:257–269
- Fercher AF, Hitzinger CK, Drexler W, Kamp G, Sattmann H (1993) In vivo optical coherence tomography. *Am J Ophthalmol* 116:113–114
- Fujimoto JG, Boppert SA, Tearney GJ, Bouma BE, Pitriss C, Brezinski ME (1999) High resolution in vivo intra-arterial imaging with optical coherence tomography. *Heart* 82:128–133
- Gercikens U, Buellesfeld L, McNamara E, Grube E (2003) Optical coherence tomography (OCT). Potential of a new high-resolution intracoronary imaging technique. *Herz* 28:496–500
- Herrmann JM, Pitriss C, Bouma BE, Boppert SA, Jesser CA, Stamper DL, Fujimoto JG, Brezinski ME (1999) High resolution imaging of normal and osteoarthritic cartilage with optical coherence tomography. *J Rheumatol* 26:627–635
- Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA et al. (1991) Optical coherence tomography. *Science* 254:1178–1181
- Koenig F, Knittel J, Schnieder L, George M, Lein M, Schnorr D (2003) Confocal laser scanning microscopy of urinary bladder after intravesical instillation of a fluorescent dye. *Urology* 62:158–161
- König F, Loening SA (1999) Strategien in der bildgebenden Diagnostik des Harnblasenkarzinoms. *Urologe B* 39:303–306
- Lankenau EM (2003) Optische Kohärenztomographie: Dispersive Einflüsse und Anwendungen in der medizinischen Diagnostik. Dissertation Lankenau EM. [dissertation.de](http://dissertation.de), Verlag im Internet GmbH, Berlin, S 1–146
- Tearney GJ, Brezinski ME, Southern JF, Bouma BE, Boppert SA, Fujimoto JG (1997) Optical biopsy in human urologic tissue using optical coherence tomography. *J Urol* 157:1915–1919
- Welzel J, Lankenau E, Birngruber R, Engelhardt R (1997) Optical coherence tomography of the human skin. *J Am Acad Dermatol* 37:958–963
- Wilkins JR, Puliafito CA, Hee MR, Duker JS, Reichel E, Coker JG, Schuman JS, Swanson EA, Fujimoto JG (1996) Characterization of epiretinal membranes using optical coherence tomography. *Ophthalmology* 103:2142–2151
- Wirbelauer C, Scholz C, Engelhardt R, Laqua H, Pham DT (2001) Untersuchungen der Hornhaut mittels optischer Kohärenztomographie. *Ophthalmologie* 98:848–852
- Zagaynova EV, Streltsova OS, Gladkova ND, Snopova LB, Gelikonov GV, Feldchtein FI, Morozov AN (2002) In vivo optical coherence tomography feasibility for bladder disease. *J Urol* 167:1492–1496

## Perfekt auf Englisch publizieren und präsentieren

„Scientific English“ lautet der Titel eines neu im Fachverlag Langenscheidt erschienenen Titels. Das Nachschlagewerk richtet sich an alle Mediziner und Naturwissenschaftler, die darauf angewiesen sind, ihre Forschungsergebnisse in englischer Sprache zu publizieren bzw. zu präsentieren. Scientific English bereitet mehr als 500 wissenschaftliche Begriffe sowie 900 Beispielsätze so auf, dass sie möglichst zeitsparend für Aufsätze, Studien, Vorlesungen und Präsentationen herangezogen werden können. Teil I „Written Publications“ orientiert sich dabei an der Standardgliederung eines wissenschaftlichen Artikels vom Ziel der Studie über Methodendiskussion und Statistik bis hin zur Zusammenfassung. Teil II widmet sich den Fragen des mündlichen Vortrags von der Begrüßung über die Folienerleitung bis hin zur anschließenden Diskussion.

Auch auf Unterschiede zwischen amerikanischem und britischem Gepflogenheiten bzw. Ausdrucksweisen geht ein eigenes Kapitel ein. Schließlich finden sich im Anhang auch Musterbriefe zur Manuskripteinsendung an Buch- und Zeitschriftenverlage.

Langenscheidt Scientific English  
Für Mediziner und Naturwissenschaftler  
Christian Hrdina und Robert Hrdina  
Langenscheidt Fachverlag München  
ISBN: 3-86117-257-7  
EUR 24,90

Quelle: Langenscheidt Verlagsgruppe  
([www.langenscheidt.de](http://www.langenscheidt.de))