

BERNHARD MICHEL
TOBIAS J. BECK

Raytracing im Einsatz für die Medizin

SIMULATION LICHT STREUENDER MATERIALIEN MIT ASAP

Eine Raytracing-Software simuliert die Lichtausbreitung in biologischem Gewebe und anderen streuenden Materialien. Sie hilft bei der Optikentwicklung biomedizinischer Geräte.

Die Strahlverfolgung (Raytracing) ist das Standardverfahren zur Simulation optischer Systeme und dient seit vielen Jahrzehnten für das Design von Abbildungssystemen. Besonders für die radiometrische Analyse setzt man so genannte nichtsequenzielle Raytracer ein. In diesen wird die Reihenfolge der Objekte, auf die ein Strahl trifft, nicht fest vorgegeben, sondern während der Lichtausbreitung berechnet. Wegen des relativ großen Rechenaufwands konnten sich nichtsequenzielle Raytracer erst mit dem Aufkommen leistungsfähiger Computer durchsetzen. Inzwischen haben sie aber praktisch alle Industriezweige erobert, in denen Licht kreativ eingesetzt wird. Softwareprodukte wie das »Advanced System Analysis Program«, ASAP, der Breault Research Organization (BRO) führen zudem wellenoptische Simulationen durch und können mit anderen Programmen gekoppelt werden, sodass praktisch alle Phänomene der klassischen Optik innerhalb einer einheitlichen Benutzeroberfläche modelliert werden können.

Gewebeoptik simulieren

Die Simulation von Licht streuenden Medien, besonders von biologischem Gewebe, ist ein Kerngebiet der Biophotonik. Bei der Lichtausbreitung in

biologischem Gewebe dominieren Absorption und Vielfachstreuung, wobei sowohl elastische als auch inelastische Prozesse eine Rolle spielen. Benachbarte Streuzentren im Gewebe (Zellen als Ganzes, Zellwände, Organellen) haben meist nur einen geringen Abstand voneinander, sodass sie sich im gegenseitigen Nahfeld befinden und kohärent wechselwirken. Die Ab-initio-Berechnung der Streueigenschaften ist schwierig. Deswegen wird in der Praxis meist auf phänomenologische Modelle zu-

rückgegriffen. Die dazu nötigen experimentellen Gewebeparameter findet man in der Literatur [1] und in Datenbanken.

Weil die Daten mit verschiedenartigen Präparations-, Mess- und Auswerteverfahren gewonnen werden, sind sie oft nicht miteinander vergleichbar und mit großen Messfehlern behaftet. Kritisch ist auch die Reproduzierbarkeit von Messergebnissen, die wegen der hohen Variabilität von Gewebeproben oft nicht gegeben ist. Manchmal bieten »Gewebephantome« einen Ausweg: Dies sind künstliche, gut charakterisierte Materialien, deren Streueigenschaften natürlichem Gewebe ähneln.

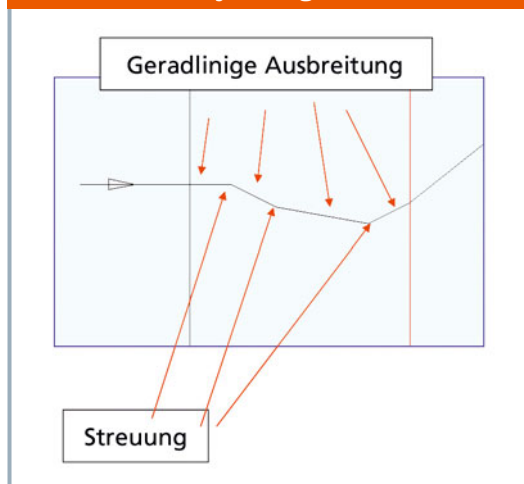
Insgesamt kann man sagen, dass immer eine gründliche und kritische Bewertung der verwendeten Gewebedaten erfolgen sollte, bevor mit der Optiks simulation begonnen wird.

Monte-Carlo-Raytracing

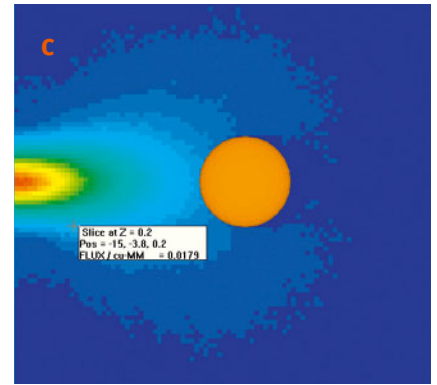
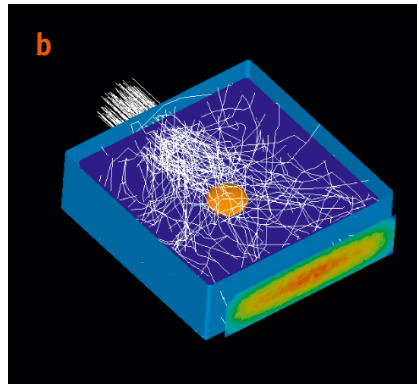
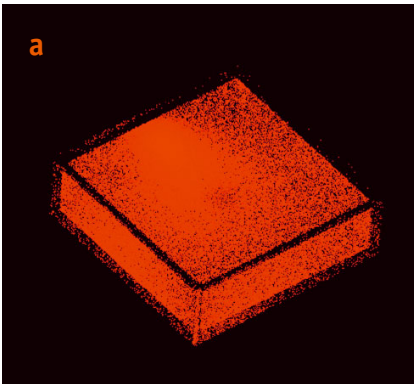
Die theoretische Grundlage für die Lichtausbreitung in streuenden Medien bildet die Strahlungstransportgleichung [2]:

$$\frac{dI(r, \omega)}{ds} = -(\mu_{sca} + \mu_{abs})I(r, \omega) + \frac{\mu_{sca}}{4\pi} \int_{4\pi} p(\omega, \omega')I(r, \omega')d\omega'$$

Monte-Carlo-Raytracing



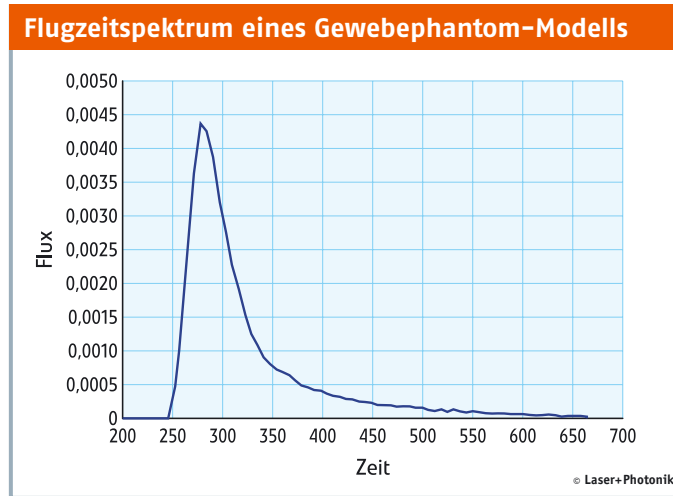
1 Prinzip des Monte-Carlo-Strahlungstransports



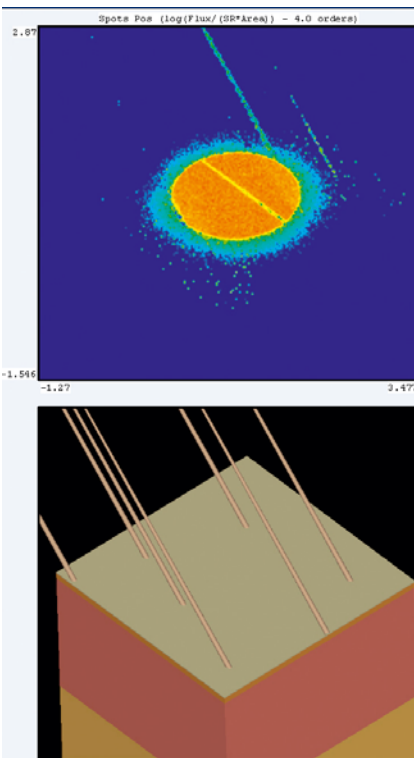
2 Modell eines Gewebephantoms mit Tumor (gelb dargestellt) in einer Küvette: a) Strahldichtebild; b) ASAP-Modell mit Strahlengang, auf der Detektorfläche ist die Bestrahlungsstärkeverteilung zu sehen; c) Lichtfluss im Volumen

Dabei bedeutet I die Strahlstärke des Lichts am Ort r in Richtung des Raumwinkels ω und dI/ds die Richtungsableitung; μ_{abs} ist der Absorptionskoeffizient, μ_{sca} der Streukoeffizient und $p(\omega, \omega')$ die Phasenfunktion, welche die Winkelverteilung des Streulichts angibt. Für eine ausführliche Diskussion verweisen die Autoren auf die Literatur [2].

Ein Standardverfahren zur numerischen Lösung der Strahlungstransport-Gleichung



2 d) Flugzeit-spektrum der Strahlen (Zeit in Pikosekunden)



3 Detailliertes Hautmodell mit Haaren: oben: Strahldichtebild; unten: ASAP-Modell

ist das Monte-Carlo-Raytracing. Der Strahlengang im streuenden Medium wird dabei durch eine abwechselnde Folge von geradliniger Ausbreitung und Streuung beschrieben, die so lange fortgesetzt wird, bis der Strahl das Medium verlässt (Bild 1) oder ein anderes Abbruchkriterium erfüllt wird. Bei der Streuung ändert sich die Richtung und – bei absorbierenden Medien – auch der Strahlfluss. Einschränkungen in der Anwendbarkeit des Monte-Carlo-Raytracings ergeben sich lediglich bei optisch dicken Medien, wo die Methode wegen der zu langen Rechenzeiten unpraktikabel wird.

Die Optiksoftware ASAP implementiert das Monte-Carlo-Raytracing und ist somit geeignet für die Simulation Licht streuender Medien. Die Eingabegrößen für die Strahlungstransportgleichung – μ_{abs} , μ_{sca} und $p(\omega, \omega')$ – können im Rahmen der Mie-Theorie berechnet werden. Alternativ stehen das in der Biophotonik populäre Henyey-Greenstein-Modell oder beliebige benutzerdefinierte Modelle zur Verfügung. Auch inelastische Streuung, zum Beispiel Fluoreszenz oder Ramanstreuung, kann in ASAP modelliert werden. Die Breault Re-

search Organization bietet ein spezielles Anwenderseminar »Volume Scattering and Biomedical Optics« an, in dem diese Möglichkeiten detailliert vorgestellt und diskutiert werden.

Die Vorteile kommerzieller Software

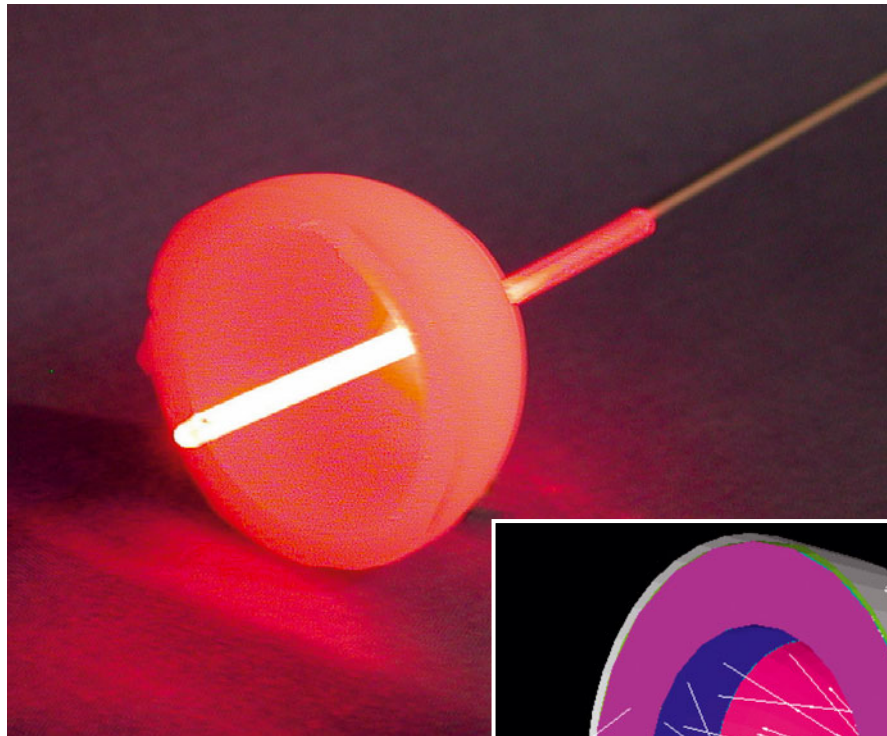
Ein wesentlicher Vorzug kommerzieller Raytracer sind die umfangreichen eingebauten Analysemöglichkeiten. Wir verdeutlichen dies am Beispiel eines Gewebephantoms in einer Küvette, die mit einem Laserstrahl beleuchtet wird (Bild 2). Die Simulation wurde mit ASAP vorgenommen, und es wurden die folgenden Größen bestimmt:

- die Strahldichteverteilung als fotorealistisches Bild (»Lit Appearance Model«),
 - die Bestrahlungsstärkeverteilung auf einem Detektor,
 - die Verteilung der absorbierten Leistung im Volumen,
 - das Flugzeitspektrum (»Time-of-Flight Spectrum«) des transmittierten Lichts.
- Grundsätzlich können alle radiometrischen (und fotometrischen) Größen ▶

► auf allen definierten Flächen und, soweit sinnvoll, auch im Volumen berechnet werden. Mit der Skriptsprache von ASAP lassen sich auch benutzerdefinierte Verteilungsfunktionen, wie im obigen Beispiel das Flugzeitpektrum, aus den Strahlendaten bestimmen.

Nichtsequenzielle Raytracer wurden ursprünglich für die Simulation komplizierter optomechanischer Systeme entwickelt. Ihre Stärke bei der Modellierung komplexer Geometrien ist aber auch in der Bio-Optik vorteilhaft. **Bild 3** zeigt ein detailliertes Modell zur Berechnung des Absorptions-/Reflexionsverhaltens menschlicher Haut mit Haaren. Die Berücksichtigung von Blutgefäßen im Modell ist bereits geplant.

Licht streuende Medien sind meist nur ein Teil eines optischen Gesamtsystems, das simuliert werden soll. Ein erheblicher Nutzen kommerzieller Raytracer ergibt sich dabei durch ihre Kompatibilität mit anderer Software. So können fertige Licht-

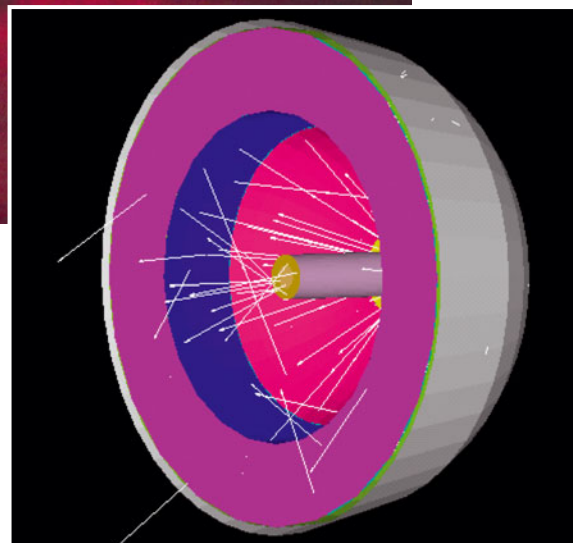


4 Prototyp eines Lichtapplikators mit Streukappe und Streuzylinder (siehe Kasten Seite 4)

quellenmodelle aus Datenbanken, optische Bauteile aus Linsendesignprogrammen und die mechanischen Komponenten aus CAD-Programmen importiert werden. Wegen der Möglichkeit, ein Gesamtsystem zu modellieren, werden Raytracer in der Biophotonik zunehmend für virtuelles Prototyping eingesetzt. Das heißt, die Geräteentwicklung findet soweit wie möglich im Computer statt. Ein »echter« Prototyp wird erst gefertigt, nachdem das Gerätedesign schon im Detail festgelegt wurde. Im Idealfall sind dann nur noch Feinanpassungen des Optikdesigns nötig. Virtual Prototyping spart Entwicklungszeit und -kosten und setzt sich daher immer mehr durch. ■

Fazit: Biophotonik als Gesamtsystem simulieren

Nichtsequenzielle Raytracer wie ASAP sind für das virtuelle Prototyping in der Biophotonik geeignet. Sie können sowohl biologische Materialien als auch deren technisches Umfeld – von der Lichtquelle bis zum Detektor – zuverlässig und genau simulieren.



5 ASAP-Simulation des Lichtapplikators aus Bild 4

AUTOREN

Dr. BERNHARD MICHEL leitet ein Ingenieurbüro für Optikdesign und vertritt die Breault Research Organization in Mitteleuropa.

TOBIAS J. BECK ist Geschäftsführer bei Curalux in München.

Die Autoren danken Paul Holcomb, Breault Research Organization, der das Hautmodell zur Verfügung gestellt hat, sowie Corinna Spirres, Ludwig-Maximilians-Universität München, für die Durchführung der Simulationsrechnungen für den Lichtapplikator.

LITERATUR

- 1 »Biomedical Photonics Handbook«; Tuan Vo-Dinh Editors, CRC Press, New York 2003
- 2 Akira Ishimaru: »Wave Propagation and Scattering in Random Media«; Oxford University Press, 1997

KONTAKT

Ing.-Büro Dr. Bernhard Michel –
Wissenschaftliche Beratung,
91126 Rednitzhembach,
Tel. 0 91 22 /8 75 09 14,
Fax 0 91 22 /8 75 09 15,
www.lightscattering.de

Curalux GbR,
81377 München,
Tel. 0 89 /70 95 48 84,
Fax 0 89 /70 95 48 64,
www.curalux.de

Breault Research Organization, Inc.,
Tucson, USA-Arizona 85715,
Tel. 0 01 /5 20 /7 21 -05 00,
Fax 0 01 /5 20 /7 21 -96 30,
www.breault.com

Anwendungsbeispiel

Lichtapplikator für die Fotodynamische Therapie

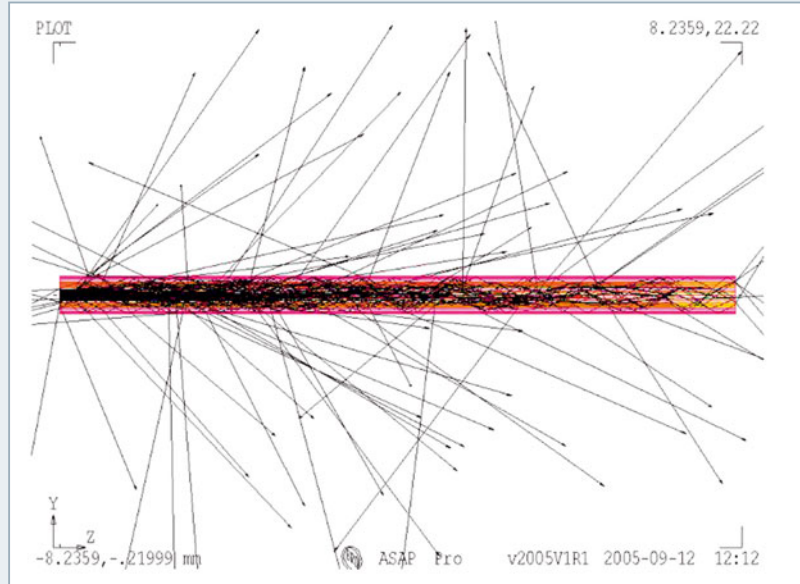
Die Entwicklung eines Lichtapplikators für die Fotodynamische Therapie ist ein Beispiel dafür, wie die Verwendung einer Raytracing-Software den Entwicklungsprozess von Medizinprodukten unterstützen und beschleunigen kann. Die Fotodynamische Therapie (PDT) ist ein Verfahren zur Behandlung von Tumoren und anderen Gewebeneubildungen mit Licht in Kombination mit einem so genannten Fotosensibilisator.

Dem Patienten wird dabei ein solcher Sensibilisator verabreicht, der sich selektiv im zu behandelnden Gewebe anreichert. Anschließend wird der Tumor und das ihn umgebende gesunde Gewebe mit Licht geeigneter Wellenlänge bestrahlt. Dabei erzeugen fotochemische Prozesse toxische Substanzen, die aufgrund der Gewebespezifität des Sensibilisators gezielt das Tumorgewebe schädigen, das therapiert werden soll. Eine viel versprechende Methode stellt die PDT auch bei der Behandlung von gutartigen Feigwarzen am Penis (Condylomata acuminata) dar. Hierbei soll die Bestrahlung mit Licht sowohl in der Harnröhre als auch auf der äußeren Penisoberfläche erfolgen. Der dazu verwendete Lichtapplikator soll folgende Anforderungen erfüllen: Die applizierte Bestrahlungsstärke soll an allen bestrahlten Oberflächen gleich groß sein, und es soll insgesamt eine gute Effizienz erreicht werden.

Die komplexe Geometrie mit vielen Freiheitsgraden würde eine rein experimentelle Entwicklung sehr aufwändig machen. Mit ASAP konnten in der Entwicklungsphase viele verschiedene Ausführungen in kurzer Zeit simuliert und ausgewertet werden.

Eine dieser möglichen Ausführungen zeigt **Bild 4**. Ein Lichtleiterbündel koppelt das Licht in den Applikator ein. Ein Teil des Lichts wird in die Streukappe ausgekoppelt und dient zur Bestrahlung der Penisoberfläche. Der andere Teil des Lichts wird in den hervorstehenden Zylinderdiffusor geleitet. Dieser wird in der Harnröhre platziert und versorgt diese mit Licht. Ein ASAP-Modell des Lichtapplikators ist in **Bild 5** zu sehen. Sowohl die Geometrie als auch die optischen Eigen-

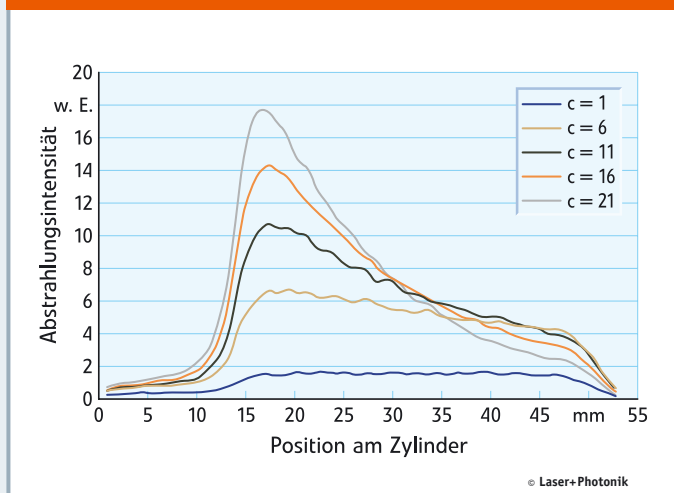
schaften des Modells können in ASAP parametrisiert werden. Leistungsstarke Algorithmen stehen zur Verfügung, um die Parameter systematisch zu optimieren. Wir erläutern dies am Beispiel des Zylinderdiffusors: Durch Dotierung mit einem



6 Strahlengang im Zylinderdiffusor

Streumedium wird eine diffuse Lichtauskopplung erreicht, deren Charakteristik durch die Konzentration des Streumediums bestimmt wird. **Bild 6** zeigt den typischen Strahlengang in einer solchen Simulation. In **Bild 7** sind mehrere Abstrahlkurven in Abhängigkeit von der Konzentration des Streumediums zu sehen. Die Konzentration wurde so lange variiert, bis eine gleichmäßige Bestrahlungsstärke erzielt wurde. Mit der gleichen Vorgehensweise wurde auch das Abstrahlverhalten der anderen Applikatorkomponenten optimiert.

Abstrahlverhalten



7 Abstrahlkurven des Zylinderdiffusors in Abhängigkeit von der Streukonzentration