

Simulation der Lichtstreuung in menschlicher Haut

Bernhard Michel, Simuloptics GmbH, Schwabach
Paul Holcomb, Breault Research Organization, Inc. (BRO), Tucson, Arizona, USA

Die menschliche Haut „sieht so einfach aus“ – sie ist aber als optisches System äußerst komplex. Ihre Modellierung im Computer setzt Software voraus, welche die geometrische Struktur der Haut sowie ihre Absorptions- und Streueigenschaften korrekt beschreiben kann. Um der Variabilität der Hauteigenschaften Rechnung zu tragen, sollte ein solches Computermodell parametrisierbar sein. Das „Realistic Skin Model“ der Breault Research Organization ermöglicht die Erstellung virtueller Prototypen optischer Geräte zur Diagnose und Therapie der Haut.

Wohl jeder hat als Kind schon einmal bei Dunkelheit seine Hand mit einer Taschenlampe „durchleuchtet“. Die Rückseite der Hand hüllt sich dann in ein diffus rotes, nahezu strukturloses Leuchten (**Bild 1**). Schon dieses kleine Experiment lehrt so manches über die Lichtausbreitung in biologischem Gewebe:

1. Rotes Licht durchdringt das Gewebe besser als Licht anderer sichtbarer Spektralbereiche. Die Lichtabsorption ist also stark wellenlängenabhängig.
2. Lichtstrahlen breiten sich im Gewebe nicht geradlinig aus, sondern werden durch Streuprozesse abgelenkt und führen so einen „Random Walk“ aus. Anders als beim Röntgen werfen Knochen daher kaum erkennbare Schatten.

1 Die Haut als optisches System

Wie simuliert man die optischen Eigenschaften von biologischem Gewebe im Computer? Diese Frage stellt sich bei der Entwicklung medizinischer Geräte, bei denen Licht zur Diagnose oder Therapie eingesetzt wird. Das Interesse gilt dabei meist nicht dem Gewebe allein, sondern dem Gesamtsystem aus Beleuchtungsoptik, Gewebe und – bei Diagnosegeräten – auch der Detektoreinheit. Nur die Simulation des Gesamtsystems berücksichtigt alle Wechselwirkungen zwischen den Komponenten korrekt und ermöglicht damit virtuelles Prototyping. **Bild 2** zeigt ein anatomisches Modell der Haut. Glücklicherweise sind viele der dargestellten Details für die

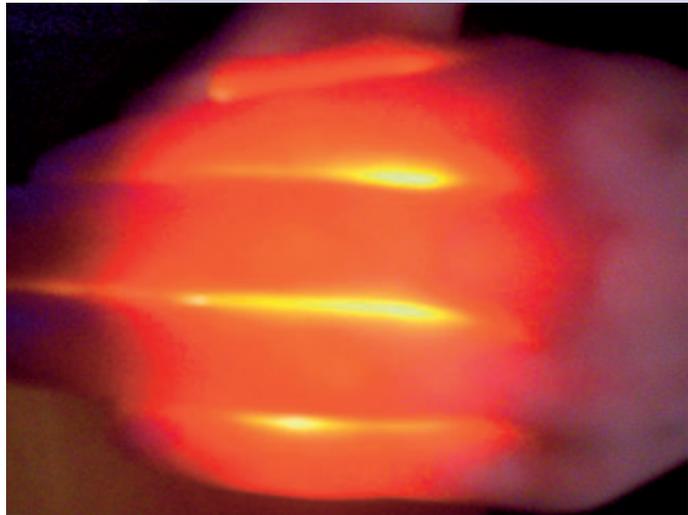


Bild 1: Mit einer weißen LED „durchleuchtete“ Kinderhand. Die hellen horizontalen Streifen werden durch das Licht verursacht, das zwischen den Fingern durchtritt

Optiksimulation nicht relevant und können weggelassen bzw. summarisch berücksichtigt werden. Die Schichtstruktur der Haut sowie Haare und Blutgefäße beeinflussen die optischen Eigenschaften jedoch merklich und müssen in ein quantitatives Modell mit einbezogen werden. Trotz der möglichen Vereinfachungen ist die Haut also immer noch ein komplexes optisches System.

Zur Simulation solcher Systeme eignen sich nichtsequenzielle Raytracer. Ausgehend von der Lichtquelle verfolgen diese

Programme die Pfade von Strahlen und berücksichtigen dabei Reflexion, Brechung, Streuung und Absorption korrekt. Kommerzielle nichtsequenzielle Raytracer verfügen über leistungsfähige Analysefunktionen zur quantitativen Vorhersage der Systemeigenschaften. Ihre Möglichkeiten gehen aber weit darüber hinaus: sie helfen dem Optikentwickler, optische Systeme wirklich zu verstehen und zielstrebig zu optimieren [2].

Die optischen Eigenschaften der Haut sind einer großen Variationsbreite unterworfen,

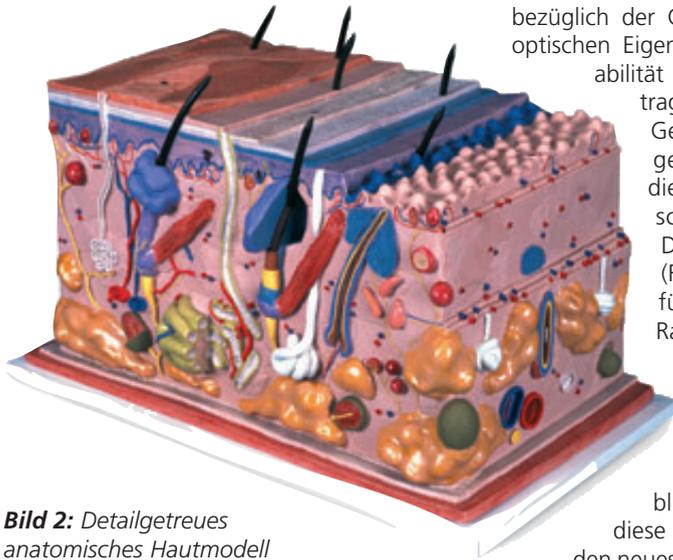


Bild 2: Detailgetreues anatomisches Hautmodell (Bild: 3B Scientific, [1])

sowohl zwischen verschiedenen Individuen als auch beim einzelnen Menschen. Je nach Körperstelle, Durchblutung, Sauerstoffgehalt des Blutes, Sonnenexposition und Krankheiten kann die Haut bekanntlich einen blassen, blauen, roten, braunen oder gelben Farbton annehmen. Die Variabilität betrifft sowohl die Konzentration der farbgebenden Bestandteile (Chromophore) als auch die Anatomie – den geometrischen und organischen Aufbau der Haut. Optiksoftware zur Simulation menschlicher Haut muss also folgende Anforderungen erfüllen:

- Sie muss in der Lage sein, die Streu- und Absorptionseigenschaften der Haut ortsaufgelöst quantitativ zu modellieren.
- Sie muss komplexe Geometrien modellieren können.
- Es muss möglich sein, ein optisches Gesamtsystem zu simulieren, das heißt sowohl das Gewebe als auch das optische und mechanische Umfeld.
- Das erstellte Hautmodell muss weitgehend parametrisierbar sein, sowohl

bezüglich der Geometrie als auch der optischen Eigenschaften, um der Variabilität der Haut Rechnung zu tragen.

Genauso wichtig wie eine geeignete Software ist die Verwendung realistischer Modellparameter. Das Realistic Skin Model (RSM), ein Zusatzmodul für die nichtsequenzielle Raytracing-Software ASAP von BRO, verwendet sorgfältig ausgewählte optische Hautparameter aus einer Vielzahl von Fachpublikationen. Zwar werden diese Parameter regelmäßig den neuesten Erkenntnissen angepasst. Da sich die veröffentlichten Daten aber teils signifikant unterscheiden, ist eine vollständig gesicherte Datenbasis in diesem Forschungsgebiet allerdings nicht möglich.

Die Simulation komplexer, parametrisierter Optiksyste me spielt auch außerhalb der bio-medizinischen Optik eine wichtige Rolle und ist somit für einen weiten Kreis von Optikentwicklern von Interesse. So ist die flexible Geometriemodellierung bei nahezu allen optischen Systemen entscheidend, insbesondere bei Beleuchtungssystemen wie z.B. Autoscheinwerfern. Auch die Modellierung der Lichtstreuung spielt eine wichtige Rolle in der Optikentwicklung: detaillierte Streuamodelle helfen bei der Entwicklung von weißen LEDs, Diffusoren, Partikelmessgeräten, Rauchmeldern und vielem mehr. Der nächste Abschnitt gibt eine kurze Übersicht über die Modellierung der Volumenstreuung mit nichtsequenziellen Raytracern.

2 Lichtstreuung im Volumen

Die wohl wichtigste Softwareanforderung für die Modellierung bio-optischer Systeme ist die Möglichkeit, die Lichtausbreitung in streuenden Medien korrekt zu beschreiben¹. Lichtstreuung entsteht durch Inhomogenitäten im Medium, z.B. durch Partikel, biologische Zellen oder Organellen. Drei Größen charakterisieren die Eigenschaften eines streuenden Mediums:

- der Streukoeffizient μ_s gibt die Wahrscheinlichkeit pro Längeneinheit an, dass ein Strahl aus seiner bisherigen Richtung abgelenkt wird;

- der Absorptionskoeffizient μ_a bilanziert den Energieverlust des Strahls pro Längeneinheit im Gewebe;
- die Phasenfunktion $p(\theta)$ beschreibt die Winkelverteilung des Streulichts; θ bezeichnet hierbei den Streuwinkel.

Nichtsequenzielle Raytracer realisieren die Strahlausbreitung im streuenden Medium durch einen Zufallsprozess (Monte Carlo Strahlungstransport), der aus einer Abfolge von geradliniger Ausbreitung und Streuung besteht (**Bild 3**). Dieser "Random Walk" setzt sich solange fort, bis der Strahl das streuende Medium wieder verlässt, bis er absorbiert wird, oder bis andere Abbruchkriterien erfüllt sind (z.B. die Überschreitung einer vorgegebenen Zahl von Streuprozessen).

Die Streuergößen μ_s , μ_a , und $p(\theta)$ stammen entweder aus mikroskopischen Modellen oder aus Experimenten. Im letzteren Fall verwendet man zumeist das so genannte Henyey-Greenstein-Modell (HG-Modell, [3]) zur Parametrisierung, dessen Phasenfunktion $p(\theta)$ die folgende mathematische Gestalt hat:

$$p(\theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g \cos \theta)^2} \quad (\text{Gl. 1})$$

Der einzige Parameter g des HG-Modells heißt Anisotropiefaktor oder Streukosinus (**Bild 4**) und kann Werte zwischen -1 und 1 annehmen. Für $g = 0$ hängt die Phasenfunktion nicht vom Streuwinkel ab: es liegt isotrope Streuung vor. Für $g > 0$ dominiert dagegen Vorwärtsstreuung und für $g < 0$ Rückwärtsstreuung (was in der Praxis selten eine Rolle spielt). Bei vielen biologischen Medien gilt $g > 0,8$. Das Licht wird in einen relativ engen Kegel um die ursprüngliche Richtung des Strahls gestreut. Die drei Parameter μ_s , μ_a und g werden aus Messdaten mit bekannter Probengeometrie bestimmt (z.B. aus dünnen Schichten) und sind in Publikationen

Bild 3: Prinzip des Monte-Carlo-Strahlungstransports

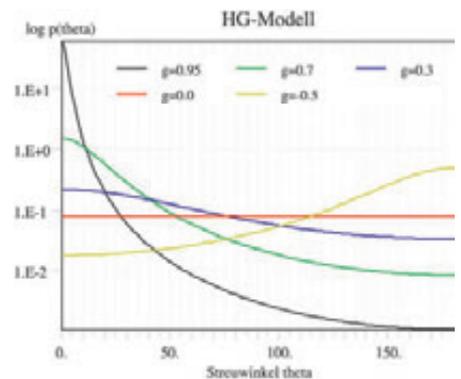
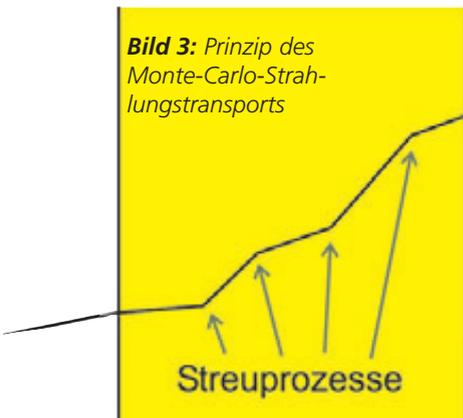


Bild 4: Streulicht-Winkelverteilung gemäß HG-Modell für verschiedene Werte des Anisotropiefaktors

¹ Dieser Vorgang wird auch als Volumenstreuung bezeichnet; Lichtstreuung an Oberflächen spielt in vielen Anwendungen eine ebenso wichtigere Rolle [2], wird aber hier nicht näher erläutert.

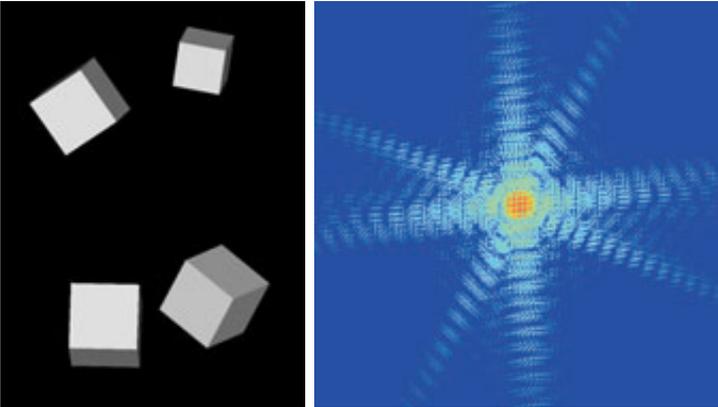


Bild 5: Simulierte Lichtstreuung an vier zufällig orientierten kubischen Kristallen mit mittlerer Kantenlänge $90\ \mu\text{m}$ bei einer Wellenlänge von $500\ \text{nm}$, innerhalb eines Winkelbereichs von $\theta < 3^\circ$

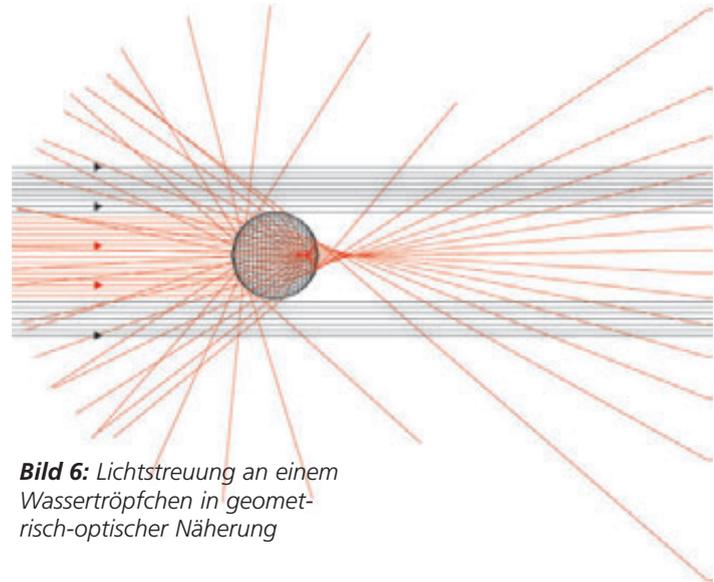


Bild 6: Lichtstreuung an einem Wassertröpfchen in geometrisch-optischer Näherung

und Datenbanken tabelliert, z.B. in [4]. Das HG-Modell stellt lediglich eine Näherung dar. Realistische Phasenfunktionen weichen oft deutlich davon ab. Zudem sind manche publizierte Messdaten mit signifikanten Fehlern behaftet. Eine kritische Bewertung der Daten und der Simulationsergebnisse ist daher in jedem Falle sinnvoll.

Neben der Messung stehen oftmals mikroskopische Modelle zur Berechnung der Streuparameter zur Verfügung, insbesondere die Mie-Theorie [5,6]. Dabei handelt es sich um eine analytische Lösung der Maxwellgleichungen, die streng genommen nur für stark verdünnte Suspensionen homogener kugelförmiger Partikel gilt, in der Praxis aber auch außerhalb ihres theoretischen Gültigkeitsbereichs oft überraschend gut funktioniert und deswegen sehr populär ist. Falls die Mie-Theorie nicht anwendbar ist, wie z.B. bei langgestreckten oder inhomogen aufgebauten Partikeln, bleibt nur die numerische Lösung der Maxwellgleichungen, um die Streueigenschaften des Mediums zu bestimmen. Hierzu eignet sich hervorragend die FDTD (Finite Difference Time Domain) Methode [7] sowie eine Anzahl anderer, zum Teil recht spezieller Verfahren, von denen manche im Internet frei verfügbar sind [8].

Die Optiksoftware ASAP implementiert die in der Praxis wichtigsten Streumodelle – das HG-Modell und die Mie-Theorie. Bei letzterer kann der Benutzer willkürliche Größenver-

teilungen der Partikel vorgeben. Außerdem lassen sich beliebige Volumenstrommodelle über eine Softwarebibliothek einbinden – auch z.B. Ergebnisse aus einer FDTD-Simulation. Eine bisher wenig genutzte aber sehr interessante Möglichkeit ist die direkte Berechnung der Streuparameter in der Optiksoftware. Die **Bilder 5** und **6** zeigen zwei Beispiele – die Lichtstreuung an kubischen Partikeln in Fraunhofernäherung und die geometrisch-optische Lichtstreuung an einem Wassertröpfchen.

3 Das realistische Hautmodell

Parametrisierbare Hautmodelle erlauben eine wellenlängenabhängige Untersuchung der Streuung und Absorption von Licht in der Haut. Mit Hilfe vorab definierter Lichtquellen kann man einerseits direkt mit dem vollständigen Modell arbeiten, andererseits ist es aber auch sehr einfach, ein solches Modell in ein optisches Gesamtsystem einzubinden. So lassen sich die Wechselwirkungen aller Systemkomponenten von der Beleuch-

tungsoptik über das Hautgewebe bis zum Detektor untersuchen.

Bild 7 zeigt das realistische Hautmodell RSM. Die Haut setzt sich aus mehreren Schichten zusammen – der Hornhaut (Stratum Corneum), der Oberhaut (Epidermis), der Lederhaut (Dermis) und der Unterhaut (Subcutis). Zusätzlich berücksichtigt das Modell Haare und Blutgefäße, die an der Grenzfläche zwischen Epidermis und Dermis verlaufen. Weitere anatomische Details der Haut sind nur als summarischer Effekt im Modell enthalten. Insofern handelt es sich hier um eine Näherung, die allerdings für viele Anwendungen hervorragend geeignet ist.

Das Modell berücksichtigt die wichtigsten Chromophore der Haut – Melanin, Hämoglobin und Wasser, zusammen mit weniger wichtigen Chromophoren wie Bilirubin und Beta-Karotin. Die Absorptions- und Streueigenschaften jeder Schicht des Gewebes werden einzeln berechnet, unter Berücksichtigung der verschiedenen Konzentrationen der Chromophore in der jeweiligen Schicht.

Durch eine Dialogsteuerung lassen sich nahezu alle Parameter des optischen Systems „Haut“ innerhalb sinnvoller Bereiche verändern. Dies betrifft sowohl geometrische Größen wie die Schichtdicken, die Zahl, Länge, Dicke, Farbe und Anstellwinkel der Haare, die Anzahl und Dicke der Blutgefäße, wie auch die optischen Gewebeparameter. Des Weiteren lassen sich die Konzentration jeder Hautkomponente, die Sauerstoffsättigung des Blutes und der Wassergehalt der Dermis einstellen. Dies ermöglicht die Modellierung eines breiten Spektrums

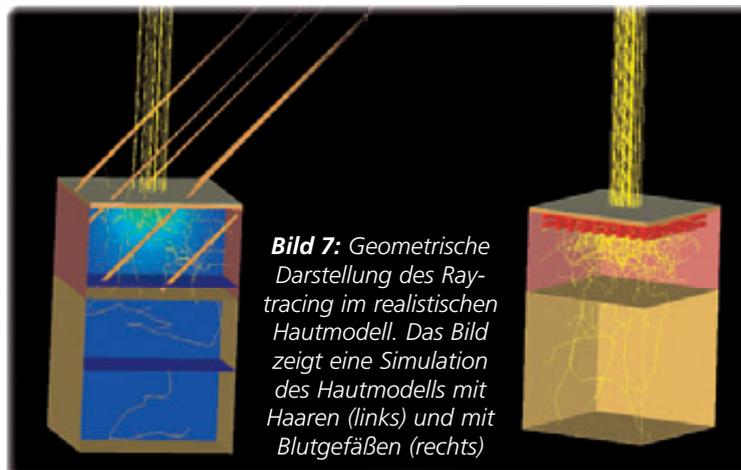


Bild 7: Geometrische Darstellung des Raytracing im realistischen Hautmodell. Das Bild zeigt eine Simulation des Hautmodells mit Haaren (links) und mit Blutgefäßen (rechts)

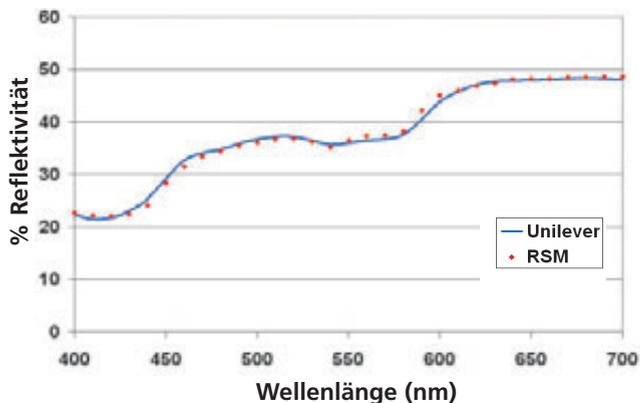


Bild 8: Vergleich von Messungen der spektralen Reflektivität menschlicher Haut (blau, Quelle: Unilever) mit den Vorhersagen des RSM

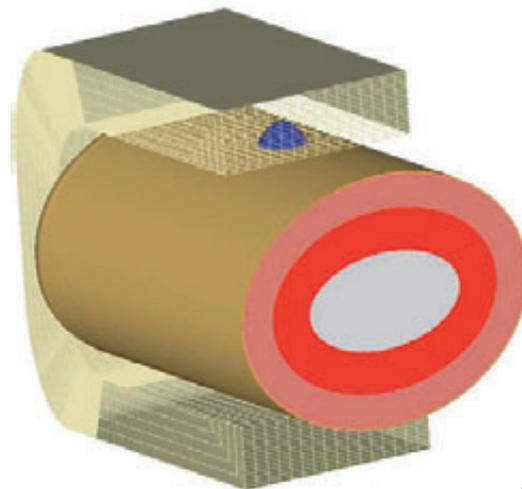


Bild 9: Detektoren hier z.B. ein Fingersensor zur Pulsoxymetrie (nichtinvasive Messung der Sauerstoffsättigung des Blutes) können in der Simulation mit dem Hautmodell kombiniert werden

von Hautzuständen und -krankheiten. Im einfachsten Falle kann man aber auch voreingestellte Werte übernehmen und sozusagen von einem „Standardhautmodell“ ausgehen.

Bei der Analyse interessiert man sich typischerweise für die Verteilung der im Gewebe absorbierten Strahlung sowie für die spektrale Reflektivität der Haut. Ein Beispiel zeigt **Bild 8**. Die simulierten Ergebnisse stimmt sehr gut mit experimentellen Messungen überein.

Schließlich kann der Nutzer auch Gewebedaten aus dem realistischen Hautmodell übernehmen und ein eigenes geometrisches Modell der Haut (**Bild 9**) entwickeln, dem dann diese optischen Eigenschaften zugeordnet werden. Auf diese Weise können spezielle anwendungsspezifische Details mit berücksichtigt werden.

4 Fazit

Für die Modellierung bio-optischer Systeme benötigt man Software, die die

komplizierte Geometrie, die Streu- und Absorptionseigenschaften des Mediums modellieren kann. Darüber hinaus müssen die Gewebedaten verfügbar sein. Das RSM erfüllt diese Voraussetzungen und eröffnet so ganz neue Möglichkeiten der Simulation optischer Systeme für die Diagnose und Therapie menschlicher Haut.

Literaturhinweise:

- [1] 3B Scientific GmbH, Hamburg, www.3bscientific.de
- [2] B. Michel, E. Lange, *Kreatives Raytracing*, Photonik 3/2006, S. 56-59
- [3] L. Henyey, J. Greenstein, *Diffuse radiation in the galaxy*, *Astrophys. Journal*, vol. 93, pp. 70-83, 1941
- [4] Tuan Vo-Dinh (Hrsg.), *Handbook of Biomedical Optics*, CRC Press, 2004
- [5] G. Mie, *Beiträge zur Optik trüber Medien, speziell kolloidaler Metallösungen*, *Annalen der Physik*, Vierte Folge, Band 25, 1908, No. 3, p 377-445
- [6] MieCalc – Online Mie Calculator, www.simuloptics.de/optikonline
- [7] S. Miller, J. Pond, B. Michel, *Raytracing trifft Maxwellgleichungen*, *Photonik* 6/2005, S. 40-43
- [8] P.Flatau, *SCATTERLIB – Online Softwarebibliothek für Lichtstreuung*, atol.ucsd.edu/scatlib/scatterlib.htm

Ansprechpartner:

Dr. Bernhard Michel
Simuloptics GmbH
O'Brien Straße 2
D-91126 Schwabach
Tel. 09122/830-300
Fax 09122/830-303
bm@simuloptics.de
www.simuloptics.de



Paul Holcomb
Breault Research
Organization, Inc. (BRO)
6400 E. Grant Road,
Suite 350
Tucson, AZ 85715, USA
Tel. +1/520/721-0500
Fax +1/520/721-9630
pholcomb@breault.com
www.breault.com



LASER 2007: Stand B2.237

www.photonik.de ▶ Webcode 3001