

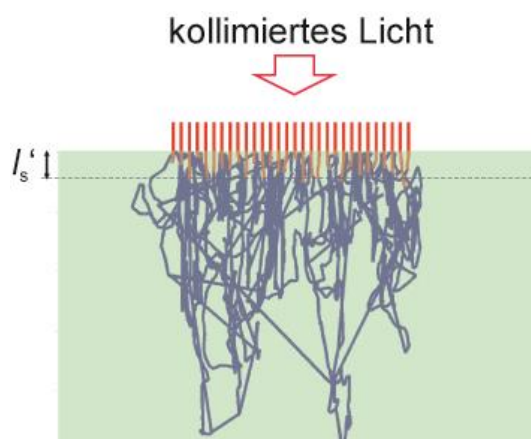
## Weiteres zum photoakustischen Effekt

GÜNTHER PALTAUF

Dieses Dokument ist eine Ergänzung zum Artikel „Ultraschall aus Licht“ in **Physik in unserer Zeit**, 44. Jahrgang 2013, Nr. ■, S. ■■.

### Lichtausbreitung in biologischem Gewebe

Wenn Licht in biologisches Gewebe eindringt, wird seine Ausbreitung von zwei Effekten beeinflusst: Absorption und Streuung (Abbildung 1). Beide Effekte hängen von der Lichtwellenlänge ab, wobei im sichtbaren Spektrum und nahen Infrarot-Bereich die Streuung dominiert.



**Abb. 1** Lichtpfade in einem optisch trüben Medium, das ähnliche Eigenschaften wie biologisches Gewebe hat. Durch die starke Vorwärtsstreuung behalten die Lichtwege über eine Länge  $l_s$  ihre Richtung annähernd bei. Dies ist der ballistische Bereich (rote Lichtpfade), in dem optische Bildgebung mit guter Auflösung möglich ist. In größerer Tiefe wird das Licht diffus (graublau Linien). Das Bild ist das Ergebnis einer Monte-Carlo-Simulation mit  $g = 0,9$ ,  $\mu_s = 100 \text{ cm}^{-1}$ ,  $\mu_a = 2 \text{ cm}^{-1}$  und  $l_s' = 0,1 \text{ cm}$ .

Zur Beschreibung der Lichtausbreitung werden üblicherweise drei Größen verwendet. Der Absorptionskoeffizient  $\mu_a$  (in  $\text{m}^{-1}$ ) ist definiert als die Wahrscheinlichkeit pro Weglänge, dass ein Photon absorbiert wird. Analog dazu gibt es den Streukoeffizienten  $\mu_s$ . Anschaulich sind die Kehrwerte beider Größen, die mittleren freien Weglängen. Eine dritte Größe wird benötigt, um die Art der Streuung zu berücksichtigen, die sich in der Verteilung des Streuwinkels äußert. Für die genaue Beschreibung ist das eine Funktion des Winkels zwischen der ursprünglichen und gestreuten Ausbreitungsrichtung. Eine anschauliche Darstellung liefert der sogenannte Anisotropiefaktor  $g$ , gegeben als der Erwartungswert des Cosinus des Streuwinkels. Für isotrope Streuung ist  $g = 0$  und für reine Vorwärtsstreuung gilt  $g = 1$ . In biologischem Gewebe ist  $g \approx 0,9$ .

Eine kombinierte Größe ist der reduzierte Streukoeffizient  $\mu_s' = \mu_s(1 - g)$ . Er berücksichtigt, wie viele Streuprozesse notwendig sind, bis das Licht diffus wird. Zum Beispiel ist bei  $g = 0,9$  der reduzierte Streukoeffizient um den Faktor 10 kleiner als der tatsächliche Streukoeffizient. Demensprechend hat ein Photon erst nach durchschnittlich 10 Streuprozessen seine ursprüngliche Ausbreitungsrichtung „vergessen“. Der Kehrwert von  $\mu_s'$  ist dann, bei vernachlässigbarer Absorption, gleich der Tiefe des ballistischen Bereiches für die Photonenausbreitung.

Berechnungen der Lichtverteilung basieren auf diesen drei oben genannten Größen, allerdings gibt es dafür keine einfachen analytischen Funktionen. Ein Ausweg ist die Monte-Carlo-Simulation, die den Weg von Photonen (oder Photonenpaketen) den optischen Eigenschaften entsprechend als Zufallsbewegung beschreibt. In Abbildung 1 sind einige mit der Monte-Carlo-Methode generierte Photonenpfade gezeigt, mit dem ballistischen und dem diffusen Bereich.

Wichtig für die photoakustische Tomographie ist die lokal im Gewebe absorbierte Leistungsdichte (Watt pro  $m^3$ ), gegeben als das Produkt von  $\mu_a$  und der Strahlungsflussrate (in Watt pro  $m^2$ ), mit der die Lichtverteilung beschrieben wird. Für Pulse werden diese Größen über die Pulsdauer integriert, man erhält Energiedichte (Joule pro  $m^3$ ) als Produkt von Strahlungsfluss (Joule pro  $m^2$ ) und  $\mu_a$ .

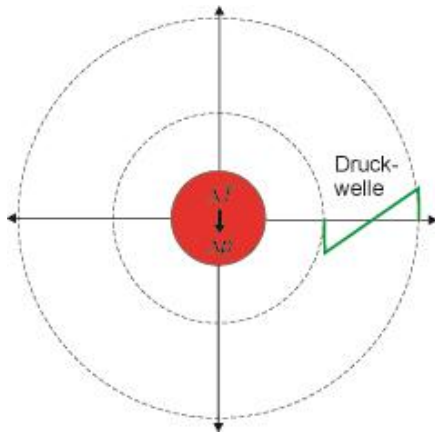
### Photoakustischer Effekt

Der photoakustische Effekt geht zurück auf Alexander Graham Bell, der ihn bei der Entwicklung des „Photophons“ zufällig entdeckte. Bei diesem Gerät wurde auf der Senderseite Licht durch akustische Schwingungen moduliert. Auf der Empfängerseite wollte Bell mit einem lichtempfindlichen elektrischen Widerstand diese Modulation wieder in ein hörbares Signal umwandeln. Allerdings war es auch ohne eingeschalteten Stromkreis möglich, einen Ton zu hören. Dieser Effekt wurde später von Wilhelm Conrad Röntgen und John Tyndall weiter untersucht. Er konnte auf die periodische Erwärmung eines Licht absorbierenden Stoffes und der umgebenden Luft zurückgeführt werden.

Bei der photoakustischen Bildgebung ist der auslösende Effekt die direkte Erwärmung des Mediums durch elektromagnetische Strahlung. Die Änderungen von Druck  $\Delta p$ , Volumen  $\Delta V$  und Temperatur  $\Delta T$  sind in einem Fluid, als das biologisches Gewebe betrachtet werden kann, miteinander verknüpft:

$$\Delta p = B\left(\beta \Delta T - \frac{\Delta V}{V}\right), \quad (1)$$

$B$  ist der Kompressionsmodul und  $\beta$  der thermische Ausdehnungskoeffizient des Volumens.



**Abb. 2** Nach der Bestrahlung durch einen kurzen Laserpuls führt eine schnelle Temperaturerhöhung  $\Delta T$  zu einem Druckanstieg  $\Delta p$  und zur Abstrahlung einer Schallwelle. Für eine homogen erwärmte Kugel hat die Welle die gezeigte bipolare Form (grün) mit einer Abfolge von positiver und negativer Druckänderung.

Aus Gleichung (1) können verschiedene Fälle abgeleitet werden. So ist bei konstant gehaltener Temperatur die Druckänderung proportional der negativen relativen Volumenänderung. Wichtig für die Photoakustik ist allerdings der Fall, dass es zu keiner thermischen Ausdehnung kommt und daher  $\Delta V/V = 0$  gilt. Dann ist der Druckanstieg proportional zum Temperaturanstieg. Man erreicht dies durch sehr kurze Erwärmung, etwa durch einen kurzen Laserpuls. Die Pulsdauer muss kürzer sein als die Laufzeit einer Schallwelle durch das erwärmte Volumen. Bei so kurzen Pulsen findet auch kein Austausch von Wärme mit der Umgebung statt, und es gilt

$$\Delta T = \frac{W}{\rho c_p}. \quad (2)$$

Hier ist  $\rho$  die Dichte und  $c_p$  die spezifische Wärmekapazität bei konstantem Druck. Der erzeugte Überdruck ist somit proportional zur Verteilung der absorbierten Energiedichte:

$$\Delta p = \frac{\beta}{\rho c_p} W. \quad (3)$$

Diese Proportionalität gilt nur bei kleinen Temperaturänderungen, da vor allem  $\beta$  in Wasser – und damit auch in biologischem Gewebe – stark temperaturabhängig ist. Die photoakustisch generierte Druckerhöhung dient als Anfangsbedingung für eine akustische Welle. Ziel der Bildrekonstruktion bei der photoakustischen Bildgebung ist die Rekonstruktion von  $\Delta p$  und  $W$  aus den gemessenen Drucksignalen.