

Gewebsoptik

Beobachtungen, Rechnungen und Begriffe aus der Untersuchung der Scherbe

Nicht als fertige Abhandlung gedacht. Dinge stehen dort, wo ich sie gebraucht habe; manches ist später ergänzt oder präzisiert. Die Formeln, die sich wiederholen, sind am Ende noch einmal gesammelt.

1. Das Licht zuerst vermessen

Radiometrie, Photometrie und die Größenordnung des optischen Spektrums

ERSTER PUNKT

~~hell~~=viel Strahlung. Das Wort *hell* hilft für die Messung kaum. Es beschreibt schon die Wahrnehmung. Für Gewebewirkung brauche ich zunächst das, was physikalisch ankommt.

Ein Photon trägt

$$E_\gamma = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

Kurze Wellenlänge $\lambda \Rightarrow$ größere Frequenz $\nu \Rightarrow$ größere Energie je Photon.

Für die meisten Versuche ist aber die Gesamtenergie wichtiger als die Energie eines einzelnen Photons. Daraus folgt fast die ganze radiometrische Ordnung:

$$\begin{array}{ccccccc} Q_e & \xrightarrow{/dt} & \Phi_e & \xrightarrow{/dA} & E_e & \xrightarrow{\int dt} & H_e \\ \text{Energie} & & \text{pro Zeit} & & \text{pro Fläche} & & \text{über Zeit} \end{array}$$

$\lambda = \text{Lambda}$, $\nu =$ Nü. Energie pro Photon nicht mit der Energie des ganzen Strahls verwechseln.

Größe	Beziehung	Einheit	Bedeutung
Strahlungsenergie Q_e	–	J	gesamte Strahlungsenergie
Strahlungsfluss Φ_e	dQ_e/dt	W	Energie pro Zeit, also optische Leistung
Bestrahlungsstärke E_e	$d\Phi_e/dA$	W/m ²	auftreffende Leistung pro Empfängerfläche
Bestrahlung H_e	dQ_e/dA	J/m ²	eingetragene Energie pro Fläche

Allgemein gilt

$$H_e = \int E_e(t) dt,$$

bei konstantem E_e also $H_e = E_e t$.

Kontrollrechnung

2 W auf 4 cm²:

$$4 \text{ cm}^2 = 4 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2, \quad E_e = \frac{2}{4 \cdot 10^{-4}} = 5.0 \cdot 10^3 \text{ W/m}^2.$$

Für 30 s:

$$H_e = 1.5 \cdot 10^5 \text{ J/m}^2.$$

Die Fläche verändert nicht die Leistung der Quelle, wohl aber die lokale Leistungsdichte am Gewebe.

QUELLE, RICHTUNG, RAUMWINKEL

Quelle und Empfänger können dieselbe Einheit haben und trotzdem verschiedene Größen meinen.

Bezug	Größe	Einheit	Definition
Quelle	spezifische Ausstrahlung M_e	W/m ²	$d\Phi_e/dA_{\text{Quelle}}$
Empfänger	Bestrahlungsstärke E_e	W/m ²	$d\Phi_e/dA_{\text{Empfänger}}$
Richtung	Strahlstärke I_e	W/sr	$d\Phi_e/d\Omega$
Richtung + Fläche	Strahldichte L_e	W/(m ² sr)	$d^2\Phi_e/(dA \cos \theta d\Omega)$

Der volle Raumwinkel beträgt 4π sr. Beim ebenen Winkel ist eine volle Umdrehung 2π rad.

SPÉKTRUM – NUR DIE GRÖSSENORDNUNG, DIE ICH BRAUCHE

Bereich	grobe Wellenlänge	für BMO wichtig, weil
UV	ca. 100–400 nm	hohe Photonenergie, Photochemie und Schäden
sichtbar	ca. 400–780 nm	Wahrnehmung, Hämoglobin/Melanin, Fluoreszenz
NIR	ab ca. 780 nm	oft geringere Absorption, tiefere Gewebemessung

PHOTOMETRIE

Radiometrie: physikalische Strahlung. Photometrie: dieselbe Strahlung mit der spektralen Empfindlichkeit des Auges gewichtet.

Für monochromatische Strahlung bei λ gilt z. B.

$$\Phi_v = K_m V(\lambda) \Phi_e.$$

Für ein Spektrum muss über die Wellenlänge integriert werden:

$$\Phi_v = K_m \int \Phi_{e,\lambda}(\lambda) V(\lambda) d\lambda.$$

Radiometrisch	Photometrisch	Einheit photometrisch
Q_e Strahlungsenergie	Q_v Lichtmenge	lm s
Φ_e Strahlungsfluss	Φ_v Lichtstrom	lm
M_e spez. Ausstrahlung	M_v spez. Lichtausstrahlung	lm/m ²
E_e Bestrahlungsstärke	E_v Beleuchtungsstärke	lx = lm/m ²
H_e Bestrahlung	H_v Belichtung	lm s/m ²
I_e Strahlstärke	I_v Lichtstärke	cd = lm/sr
L_e Strahldichte	L_v Leuchtdichte	cd/m ²

Normwert:
 $K_m =$
 683 lm/W bei
 555 nm. Die
 Vorlesungsfolie
 schreibt
 685 lm/W; für
 die Prüfung
 diesen Folienwert
 kennen,
 physikalisch ist
 683 der
 standardisierte
 Wert.

$V(\lambda)$ beschreibt photopisches Sehen; im Dunkeln verschiebt sich die Empfindlichkeit zur skotopischen Funktion $V'(\lambda)$.

SPÄTER SICHER WIEDER BRAUCHEN

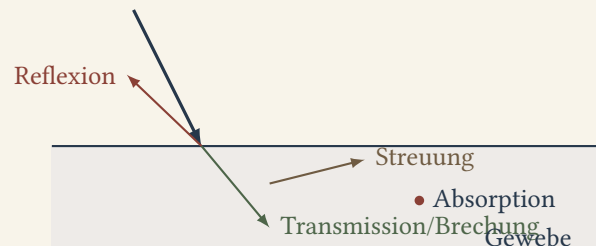
Radiometrie beantwortet die Frage, wie viel optische Energie tatsächlich am Gewebe ankommt. Photometrie ist für Wahrnehmung wichtig. Für Absorption, Erwärmung oder photochemische Wirkung sind die radiometrischen Größen die Grundlage.

2. Was im Gewebe verschwindet

Grenzflächen, Absorption und Lambert–Beer

VIER DINGE GLEICHZEITIG

An einer Gewebeprobe kann Licht reflektiert, gebrochen/transmittiert, gestreut und absorbiert werden. Diese Begriffe trennen, bevor ich Zahlen einsetze.



Brechungsindex:

$$n = \frac{c_0}{v}.$$

An einer glatten Grenzfläche gilt Snell:

$$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2.$$

Bei senkrechtem Einfall zwischen zwei nicht absorbierenden Medien ist der Fresnel-Reflexionsgrad näherungsweise

$$R_F = \left(\frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2.$$

ABSORPTION

Der Absorptionskoeffizient μ_a hat die Einheit L^{-1} (z. B. mm^{-1} oder cm^{-1}). Er sagt, wie stark die vorhandene Intensität pro Wegstrecke durch Absorption abnimmt.

$$\frac{dI}{dx} = -\mu_a I$$

$$I(x) = I_0 e^{-\mu_a x}.$$

Gleiche zusätzliche Strecke $\Rightarrow$ gleicher *relativer*, nicht gleicher absoluter Verlust.

Die charakteristische Absorptionslänge:

$$d_a = \frac{1}{\mu_a}, \quad I(d_a) = \frac{I_0}{e} \approx 0.37 I_0.$$

Beispiel

$\mu_a = 0.50 \text{ mm}^{-1} \Rightarrow d_a = 2 \text{ mm}$. Nach 2 mm bleiben bei rein absorbierendem Medium rund 37% der kollimierten Intensität.

WICHTIGER VORBEHALT

In realen Gewebe kommen Rauigkeit, Streuung und Absorption dazu. Fresnel ist die saubere Grenzflächenbasis, nicht das ganze Gewebeproblem.

Lambert–Beer mit μ_a beschreibt die reine Absorption. In Gewebe verschwindet ein kollimierter Strahl zusätzlich durch Streuung aus seiner ursprünglichen Richtung. Für den *ballistischen* Anteil gilt dann näherungsweise

$$I_{\text{ball}}(x) = I_0 e^{-\mu_t x}, \quad \mu_t = \mu_a + \mu_s.$$

Das bedeutet nicht, dass die gestreuten Photonen ihre Energie verloren haben; sie sind nur nicht mehr im direkten Strahl.

ABSORBER IM GEWEBE

Hämoglobin, Melanin, Wasser, Proteine sowie DNA/RNA. Welcher davon dominiert, hängt von λ und Gewebezusammensetzung ab. Darum ist ein Absorptionskoeffizient ohne Wellenlänge nur halb eine Angabe.

3. Das Bild geht verloren

Streuung, Streukoeffizient, Rayleigh, Mie und Tyndall

ENERGIEÜBERTRAGUNG IST NICHT BILDÜBERTRAGUNG

Milchglas kann viel Licht durchlassen und trotzdem kein scharfes Bild. Papier kann viel reflektieren, aber diffus. Die Richtungsinformation ist der entscheidende Verlust.

Streuung entsteht an räumlichen Brechungsindexschwankungen: Zellkerne, Mitochondrien, Membranen, Kollagen, größere Zellverbände usw.

STREUKOEFFIZIENT

μ_s ist das Streuungsanalogon zu μ_a : Wahrscheinlichkeit pro Weglänge, dass ein Photon aus dem ursprünglichen Strahl gestreut wird. Einheit wieder inverse Länge.

Ohne Absorption:

$$I_{\text{ball}}(x) = I_0 e^{-\mu_s x}.$$

Mit Absorption zusammen: $\mu_t = \mu_a + \mu_s$.

Aber μ_s allein sagt noch nicht, *wohin* gestreut wird.

VORWÄRTSSTREUUNG UND REDUZierter STREUKOEFFIZIENT

$$g = \langle \cos \theta \rangle.$$

$g = 0$: im Mittel keine bevorzugte Richtung. $g \rightarrow 1$: stark vorwärtsgerichtet. $g < 0$: rückwärts bevorzugt.

Deshalb:

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g).$$

Kontrollrechnung

$\mu_s = 10 \text{ mm}^{-1}$, $g = 0.90$:

$$\mu'_s = 10(1 - 0.90) = 1.0 \text{ mm}^{-1}.$$

Viele Streuereignisse, aber wegen starker Vorwärtsrichtung deutlich kleinere transportwirksame Streuung.

RAYLEIGH UND MIE

Die Vorlesung ordnet nach Größe relativ zur Wellenlänge.

	Rayleigh-artig	Mie-artig
Größe	$R < 0.2\lambda$ (Vorlesungsgrenze)	$R \sim \lambda$ bis deutlich größer
Wellenlänge	stark: $\propto \lambda^{-4}$	schwächer, komplexer
Größe	$\sigma_s \propto R^6$	für große Streuer näherungsweise $\propto R^2$
Richtung	wesentlich weniger vorwärtsbetont; nicht exakt isotrop	zunehmend starke Vorwärtskeule
Beispiele	sehr kleine Strukturen	Zellen, größere Organellen, Kollagenbündel

Das ist in Gewebe oft die praktischere Größe: viele kleine Vorwärtsablenkungen wirken weniger stark auf den Transport als dieselbe Zahl isotroper Streuereignisse.

Rayleigh ist nicht streng isotrop; die Winkelverteilung ist nur viel weniger vorwärtsgerichtet als bei großen Mie-Streuern.

TYNDALL

Ein seitlich sichtbarer Lichtweg bedeutet: Teilchen streuen Licht aus dem Strahl in Richtung des Beobachters. An der Spaltlampe kann das bei Uveitis durch Zellen/Proteine im Kammerwasser sichtbar werden. Kein Bild der Teilchen – ein Hinweis auf ihre Anwesenheit.

4. Transparenz trotz Streuern

Kollagen, kollektive Streuung und die Optik des Auges

DAS SCHEINBARE PARADOX

Kollagen streut, weil sein Brechungsindex von der Grundsubstanz abweicht. Vorlesungswerte: ungefähr $n \approx 1.42$ für Kollagen und $n \approx 1.36$ für die Grundsubstanz. Trotzdem ist die Hornhaut transparent.

Die Einzelkomponente entscheidet also nicht. Entscheidend ist die räumliche Organisation der Indexschwankungen.

HORNHAUT

Fibrillen etwa 30–35 nm dick, mittlerer Abstand etwa 60 nm (Vorlesungswerte). Die Streuwellen vieler Fibrillen überlagern sich kollektiv. Bei hinreichend homogener Verteilung bleibt wenig seitliche Streuung; die Beiträge addieren sich bevorzugt in Vorwärtsrichtung.



Die Vorlesung formuliert es allgemeiner: starke Brechungsindexfluktuationen auf Skalen größer als ungefähr $\lambda/2$ sollten fehlen.

WARUM SKLERA UND DERMIS ANDERS AUSSEHEN

Unregelmäßigere Durchmesser, Abstände und Bündelungen erzeugen optisch relevante Indexfluktuationen. Mehr diffuse Streuung, weniger Transparenz.

GLASKÖRPER UND LINSE

Glaskörper: sehr hoher Wasseranteil und wenige große Indexsprünge. Linse: dicht organisierte Faserzellen; ältere Fasern verlieren Kerne und Organellen. Lösliche Kristalline erhöhen den Brechungsindex relativ homogen. Aggregieren Proteine zu größeren Strukturen, entstehen wieder Indexfluktuationen $\Rightarrow$ mehr Streuung $\Rightarrow$ Katarakt.

5. Tiefe ohne klare Sicht

Haut, reduzierter Streukoeffizient und optisches Fenster

HAUT IST KEIN EINZELNER STREUER

Stratum corneum, Epidermis, Dermis; Melanin, Blutgefäße, Kollagen, Zellen, Organellen. Darum passt weder reines Rayleigh noch ein einzelner Mie-Streuer.

Für die Haut zeigt die Vorlesung näherungsweise

$$\mu'_s \propto \lambda^{-1}.$$

Also: zu längeren Wellenlängen nimmt die reduzierte Streuung ab, aber deutlich schwächer als λ^{-4} .

DAS OPTISCHE FENSTER

Kurzwellig: stärkere Absorption durch Biomoleküle/Pigmente und stärkere Streuung. Sehr langwellig: Wasserabsorption steigt. Dazwischen liegt ein roter bis nahinfraroter Bereich vergleichsweise geringer Absorption.



Ein optisches Fenster ist also kein transparentes Fenster. Photonen werden weniger absorbiert, aber weiterhin umgelenkt.

OCT BEI 1300 NM

Die Vorlesung zeigt Haut-OCT bei 1300 nm. Das passt in einen Spektralbereich mit günstigerer Eindringtiefe. Die Rückstreuung ist zugleich Signalquelle und Begrenzung der Messtiefe. Die eigentliche OCT-Theorie kommt später.

Skizze, keine Messkurve. Wichtig ist die Konkurrenz: geringere Absorption erlaubt Tiefe; Streuung bleibt und macht Gewebe trüb.

6. Absorbieren kann schützen

UV-Schäden, Wirkungsspektrum und Melanin

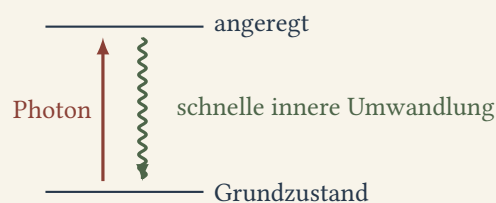
ABSORPTION IST NUR DER ERSTE SCHRITT

Ein Absorptionsspektrum zeigt, bei welchen Wellenlängen ein Molekül Licht aufnimmt. Ein Wirkungsspektrum zeigt, bei welchen Wellenlängen ein biologischer Endpunkt besonders wirksam ausgelöst wird. Ähnliche Formen können auf einen verantwortlichen Chromophor hinweisen, sind aber nicht dasselbe.

DNA absorbiert UV und kann dadurch photochemisch geschädigt werden. Danach entscheidet die weitere Photophysik darüber, welche Reaktion tatsächlich folgt.

WARUM MELANIN SCHÜTZT

Melanin absorbiert breitbandig. Entscheidend: angeregte Zustände relaxieren sehr schnell überwiegend nicht-radiativ. Energie wird in Schwingungsenergie/Wärme überführt, bevor längerlebige photochemische Wege viel Zeit bekommen.



Je kürzer der angeregte Zustand lebt, desto kleiner das Zeitfenster für radikalbildende Reaktionen.

MELANIN IST AUCH EIN STREUER

Melanin granula besitzen Strukturen im Bereich einiger zehn Nanometer; die Vorlesung zeigt einen Rayleigh-artigen Anteil $\propto \lambda^{-4}$. Gemessene optische Dichte kann deshalb Absorption *und* Streuung enthalten. Extinktion ist nicht automatisch reine Absorption.

PIGMENTIERUNG, VITAMIN D, AUGE

Mehr Melanin $\Rightarrow$ stärkere UV-Abschirmung. Gleichzeitig ist UV-B an der Vitamin-D-Synthese beteiligt. Das ist ein biologischer Zielkonflikt, keine einfache Empfehlung.

Die Vorlesung nennt für UV-B 270–315 nm. Die heute übliche standardisierte Grenze liegt meist bei ungefähr 280–315 nm; den Vorlesungswert für den Kurs wiedererkennen.

Im Auge: Melanin im retinalen Pigmentepithel reduziert Rückstreuung und Lichtbelastung; in der Iris hilft es bei der optischen Abschirmung.

7. Aus Lichtanteilen Parameter gewinnen

Reflexion, Transmission, Ulbrichtkugel und Kubelka-Munk

ZUERST DIE BILANZ

Normiere die einfallende Leistung auf 1. Dann:

$$R = R_s + R_d, \quad T = T_d + T_s,$$

und bei vollständiger Energiebilanz

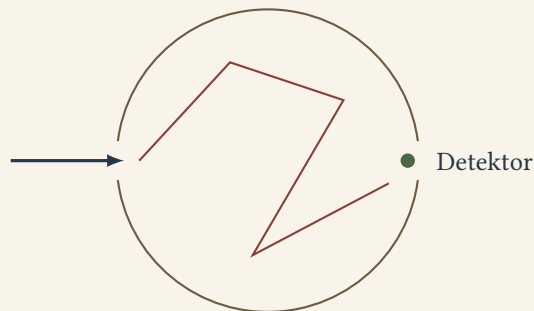
$$A = 1 - R - T.$$

R_s : spiegelnd; R_d : diffus/remittiert. T_d : direkt; T_s : gestreut/diffus transmittiert.

Ein Achsdetektor hinter stark streuendem Gewebe sieht vor allem T_d und einen kleinen Winkelbereich. Viele Photonen sind noch da, fliegen aber daneben. Ohne Sammlung der diffusen Anteile würde ich Streuung fälschlich als Absorption interpretieren.

ULBRICHTKUGEL

Innenfläche hoch reflektierend und diffus. Das austretende Licht wird mehrfach umverteilt, sodass der Detektor nicht mehr nur eine einzelne Richtung sieht.



diffuse Mehrfachreflexion sammelt viele Austrittsrichtungen

Zwei Kugeln erlauben Reflexions- und Transmissionsseite gleichzeitig bzw. getrennt zu erfassen. Das Messprinzip ist wichtiger als der Geräteaufbau im Detail.

KUBELKA-MUNK – NUR ALS VEREINFACHTES INVERSES MODELL

Gemessen: R , T , Probendicke d . Gesucht: modellhafte Absorptions- und Streukoeffizienten K , S .

Für die übliche Zweifluss-Formulierung:

$$x = \frac{1 + R^2 - T^2}{2R}, \quad y = \sqrt{x^2 - 1},$$

$$S = \frac{1}{y d} \ln \left(\frac{1 - R(x - y)}{T} \right), \quad K = (x - 1)S.$$

Beispiel

$R = 0.30, T = 0.50, d = 1.0 \text{ mm}$:

$$x = 1.40, \quad y \approx 0.980,$$

$$S \approx 0.570 \text{ mm}^{-1}, \quad K \approx 0.228 \text{ mm}^{-1}.$$

Diese K und S sind *Modellparameter*. Nicht ungeprüft mit den mikroskopischen μ_a und μ_s gleichsetzen.

ANNAHMEN / GRENZEN

Diffuses Zweiflussmodell, vereinfachte Richtungsverteilung, idealisierte homogene Probe, Randreflexionen nur eingeschränkt bzw. je nach Formulierung berücksichtigt. Sehr nützlich zum Invertieren von R und T , aber keine exakte Monte-Carlo-Beschreibung realen Gewebes.

Sammelseite

Beziehungen, die ich ohne langes Nachschlagen rekonstruieren können will

Begriff	Beziehung	Einheit / Bedeutung
Photonenergie	$E_\gamma = h\nu = hc/\lambda$	J pro Photon
Strahlungsfluss	$\Phi_e = dQ_e/dt$	W
Bestrahlungsstärke	$E_e = d\Phi_e/dA$	W/m ²
Bestrahlung	$H_e = \int E_e dt$	J/m ²
Strahlstärke	$I_e = d\Phi_e/d\Omega$	W/sr
Strahldichte	$L_e = d^2\Phi_e/(dA \cos \theta d\Omega)$	W/(m ² sr)
Brechung	$n_1 \sin \theta_1 = n_2 \sin \theta_2$	Snell
Fresnel, normal	$R_F = ((n_1 - n_2)/(n_1 + n_2))^2$	Grenzflächenreflexion
Absorption	$I = I_0 e^{-\mu_a x}$	μ_a : L ⁻¹
Absorptionslänge	$d_a = 1/\mu_a$	$I = I_0/e$
Ballistische Extinktion	$\mu_t = \mu_a + \mu_s$	L ⁻¹
Anisotropie	$g = \langle \cos \theta \rangle$	dimensionslos
red. Streuung	$\mu'_s = \mu_s(1 - g)$	L ⁻¹
Rayleigh	Streuung $\propto \lambda^{-4}$	kleine Streuer
Haut, Foliennäherung	$\mu'_s \propto \lambda^{-1}$	heterogenes Gewebe
Bilanz	$A = 1 - R - T$	normierte Anteile
Kubelka-Munk	$K = (x - 1)S$	Zweiflussmodell

NOCH EINMAL ALS ZUSAMMENHANG

Radiometrie sagt, wie viel Licht ankommt. Grenzflächen entscheiden, was eintritt. Absorption entfernt Energie aus dem Lichtfeld. Streuung verändert vor allem Richtung und Bildinformation. Die räumliche Organisation des Gewebes entscheidet, ob Streuer kollektiv transparent wirken können. Die Wellenlänge verschiebt das Verhältnis aus Absorption und Streuung und erzeugt dadurch günstige Messfenster. Ulbrichtkugel und inverse Modelle versuchen schließlich, genau diese Prozesse aus dem austretenden Licht wieder zu rekonstruieren.

Inhaltlich geprüft gegen die bereitgestellte BMO1-Gewebsoptik und die Kompetenzliste; Standardkorrekturen gegenüber auffälligen Folienwerten sind im Randtext ausdrücklich gekennzeichnet.