

Verhalten der menschlichen Haut gegenüber elektromagnetischer Strahlung im sichtbaren und nahen IR-Bereich

Vladimir BLAZEK¹

Institut für Hochfrequenztechnik der RWTH Aachen (BRD)

Eingegangen am 12. Mai 1975

Behaviour of the Human Skin under the Influence of Electromagnetic Radiation in the Visible and Near Infrared Region

Summary: In legal medicine and also in other fields of medicine a unique characterization of the optical parameters of biological objects is often necessary. In this paper a method for the description of such probes is presented. The range of wavelength considered is the 400 nm... 1100 nm part of the electromagnetic spectrum. The method is based on the determination of reflection-, transmission and extinction-coefficients. The importance of scattering in the case of nonhomogeneous, anisotropic biological matter is stressed.

Zusammenfassung: In der Gerichtsmedizin, aber auch in anderen medizinischen Bereichen besteht die Notwendigkeit, biologische Proben optisch eindeutig zu beschreiben.

Es wird daher ein Verfahren zur Beschreibung solcher Proben im Wellenlängenbereich 400 nm bis 1100 nm des elektromagnetischen Spektrums vorgestellt.

Dieses basiert auf der Bestimmung von Reflexions-, Transmissions- und Extinktionskoeffizienten.

Auf die Bedeutung der Streuung, die bei nichthomogenen, anisotropen biologischen Präparaten auftritt, wird hingewiesen.

Key words: Elektromagnetische Strahlung, menschliche Haut - Hautreflexion - Hauttransmission

EINLEITUNG

Für die Wirkungsabläufe beim Auftreffen elektromagnetischer Strahlung auf Materie sind verschiedene Eigenschaften dieser Materie von Bedeutung.

Betrachtet man elektromagnetische Strahlung im Bereich 400 nm - 1100 nm

¹ Der Autor möchte sich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. H. DÖRING (Direktor des Institutes für Hochfrequenztechnik der RWTH Aachen) für die ihm gewährte Unterstützung bedanken. Außerdem gilt sein Dank Herrn Dr. med. K. WEHR und Professor Dr. med. H. SCHWEITZER von der Abteilung für gerichtliche Medizin sowie Herrn Dr. med. WIENERT von der Abteilung für Dermatologie der RWTH Aachen für die freundliche Hilfe und Bereitstellung der Hautpräparate.

(sichtbares Licht sowie nahes Infrarot), so sind dies in der Hauptsache Reflexion, Transmission sowie Extinktion. Unter Extinktion versteht man den Anteil der Strahlung, der in der Materie durch Absorption und Streuung verloren geht (1, 2, 8, 13).

In der Gerichtsmedizin, aber auch in vielen anderen medizinischen Bereichen, in denen biologisches Gewebe (z.B. Haut in diesem Aufsatz) untersucht wird, ist eine möglichst genaue Kenntnis dieser Eigenschaften notwendig.

Bisher wurde oft versucht, die Farbe der untersuchten Probe als charakteristisches Merkmal anzugeben (5, 6, 7, 19, 20). Der zugehörige Farbeindruck kann aus den gemessenen Werten für die reflektierte Strahlung durch Ermittlung der Normfarbwerte X, Y, Z und der Normfarbwertanteile x, y, z des Normvalenzsystems ermittelt werden (5, 9, 17, 18, 22, 23).

Es können jedoch beliebig viele spektrale Remissionsfunktionen gefunden werden, deren Auswertung die gleichen Normfarbwertanteile x, y, z liefert. Dies ist darin begründet, daß Farbe eine integrale, d.h. aus verschiedenen Anteilen zusammengesetzte Größe ist (1, 3, 15).

Deshalb muß mit aller Deutlichkeit darauf hingewiesen werden, daß die farbmetrische Bewertung durch Bestimmung des Farbortes in der Normfarbtafel keine eindeutige Beschreibung der Probe liefert. Erst eine genaue Aufschlüsselung der Eigenschaften der biologischen Probe hinsichtlich der Frequenzabhängigkeit von Reflexion, Transmission, Absorption und Streuung führt zu einer *eindeutigen*, reproduzierbaren Beschreibung dieser Probe.

Im weiteren wird nach kurzen theoretischen Überlegungen bezüglich der diffusen Reflexion (auch Remission genannt) von nichthomogenen, anisotropen Medien ein Meßverfahren vorgestellt, das es gestattet, die Remission und bei genügend dünnen Präparaten auch die Transmission der menschlichen Haut *in vivo* oder *in vitro* zu bestimmen.

Es wird gezeigt werden, daß die Messungen unbedingt *ohne* vorgelegtes Deckglas erfolgen müssen. Schließlich wird auf die Verwendbarkeit dieser Daten in der gerichtsmedizinischen Diagnostik hingewiesen.

THEORETISCHE GRUNDLAGEN

Bei der Messung von frequenzabhängigen Reflexions- und Transmissionskoeffizienten (R, T) stellen homogene, isotrope Medien mit ebener Oberfläche (etwa Glas, auch näherungsweise sehr dünne Gewebeschichten) den einfachsten Fall dar. Die Reflexion läßt sich gemäß Abb. 1A einfach messen, außerdem läßt sie sich bei Kenntnis des Realteils der Brechzahl n des Stoffes leicht nach Formel (1) bestimmen:

$$R = \left(\frac{n - 1}{n + 1} \right)^2 ; \quad (1)$$

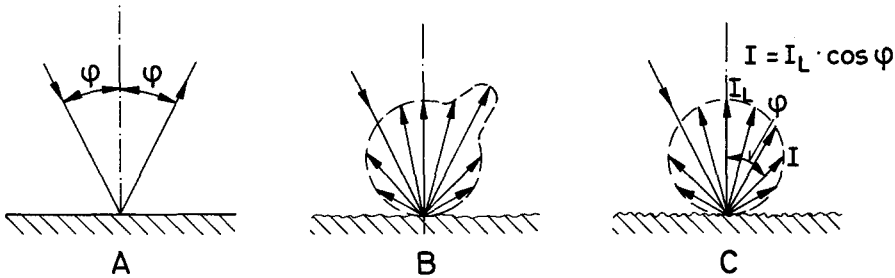


Abb. 1. Reflexion. A/Spiegelung, B/diffus mit Anteil von Spiegelung, C/ideal diffus

Formel (1) gilt nur für nichtabsorbierende Stoffe, bei denen der Absorptionskoeffizient vernachlässigbar klein ist. Für absorbierende Stoffe erhält man anstelle von Gleichung (1) die modifizierte Gleichung (2),

$$R = \frac{(n-1)^2 + (n\kappa)^2}{(n+1)^2 + (n\kappa)^2}; \quad (2)$$

in der die komplexe Brechzahl \underline{n} eingeführt wird :

$$\underline{n} = n - i \cdot n\kappa; \quad (3)$$

mit

- \underline{n} ... komplexe Brechzahl
- n ... Realteil der komplexen Brechzahl
- $n\kappa$... Imaginärteil der komplexen Brechzahl, verantwortlich für die Absorption
- κ ... Absorptionsindex

An nichthomogenen, anisotropen Stoffen, wie z.B. an Haut oder ähnlichen biologischen Präparaten gelten die Gleichungen (1) und (2) nicht, da statt der Spiegelung eine andere Erscheinungsform der Reflexion auftritt, die sogenannte Remission -s. Abb. 1B, 1C. Bei dieser tritt der reflektierte Strahlungsanteil nicht unter einem definierten Winkel φ , sondern im ganzen Raumbereich $2\pi sr$ auf. Die wellenlängenabhängige Remission kann auf zwei Ursachen zurückgeführt werden:

1. *Summation von regulären Reflexionen* an mikroskopisch kleinen, glatten Flächen, die in zufälliger oder systematischer Orientierung die Oberfläche eines Präparates bilden. Dabei handelt es sich im Falle von Haut um die Zellen der obersten Epidermisschicht.

Voraussetzung für diese Art der Reflexion ist, daß die Abmessungen dieser Flächen groß gegenüber der Wellenlänge der einfallenden Strahlung sind.

2. *Rückstreuung*. Streuung soll hier verstanden werden als makroskopisch feststellbare Interferenz- und Beugungserscheinungen vieler Kugelwellen angeregter atomistischer Sekundärstrahler (1, 2). Die Erscheinungsformen sind äußerst vielfältig:

Rayleigh-, Mie-, Tyndall-, Raman- und Comptonstreuung sind hier u.a. zu nennen. Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird unter Streuung stets nur ela-

stische Streuung verstanden, d.h. Streustrahlung und einfallende Strahlung haben stets die gleiche Frequenz.

Um die spektrale Verteilung der Remission, eventuell Transmission im Bereich 400 nm bis 1100 nm bestimmen zu können, bedarf es, wie schon oben erwähnt, eines speziellen Meßverfahrens, welches den ganzen Raumwinkel 2π sr erfaßt (3). Ein solches Verfahren, dessen Hauptbestandteil die strahlungsintegrierende Hohlkugel ist, soll nun vorgestellt werden (4, 14, 16).

MESSAUFBAU

Die für die Messungen benötigte Strahlung muß im Bereich von 400 nm bis 1100 nm durchstimmbar sein und wird von einem Monochromator (Firma Zeiss Jena) erzeugt.

Dieser zerlegt mit Hilfe eines Prismas die Strahlung einer weißen Lichtquelle und liefert an seinem Ausgang eine quasimonochromatische Strahlung einstellbarer Wellenlänge (Abb. 2).

Um keine Fehlmessungen durch Fremdlicht zu erhalten, wird die quasimonochromatische Strahlung durch einen mechanischen Chopper zerhackt und dadurch in Wechsellicht mit einer bestimmten Frequenz umgewandelt.

Die so erzeugte, durch ein zusätzliches Linsensystem parallelgerichtete Strahlung wird nun auf die menschliche Haut geführt. Um die Messungen praxisnah durchzuführen, müssen die Proben möglichst einfach eingeführt werden können. Dies wird dadurch erreicht, daß die Hohlkugel vom Monochromator räumlich getrennt und damit leicht zugänglich ist.

Auf Grund dieser Anordnung ist es z.B. auch möglich, die Kugel an das Präparat heranzubringen. (Messungen an beliebigen Stellen des menschlichen Körpers in vivo oder in vitro). Die Monochromatorausgangsstrahlung einstellbarer Wel-

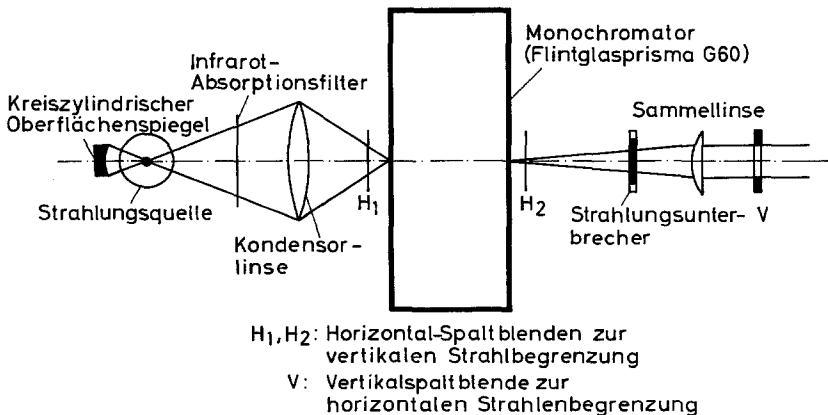


Abb. 2. Erzeugung der quasimonochromatischen Strahlung

lenlänge muß dann über ein Spiegelsystem oder geeignete Lichtleiter zur Hohlkugel geführt werden.

Die verwendete integrierende Hohlkugel besteht aus Aluminium und hat einen Innendurchmesser von 80 mm.

Bei der Remissionsmessung befindet sich die Probe hinter der Hohlkugel (Abb. 3); bei der Transmissionsmessung vor der Hohlkugel (Abb. 4).

Die Messungen erfolgen bei Beleuchtung der Probe unter 10° . Die diffus reflektierte Strahlung wird in der integrierenden Hohlkugel erfaßt (Meßgeometrie $10^{\circ}/d$). Die Beleuchtung unter 10° wurde gewählt, weil hierbei korrekte Werte

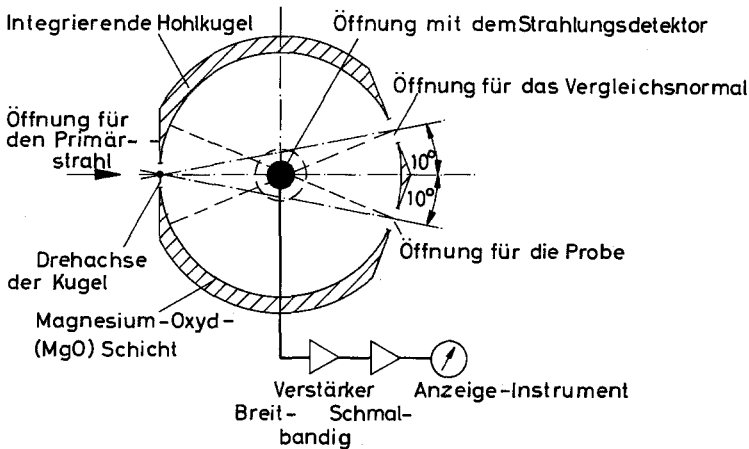


Abb. 3. Spektrale Remissionsmessung mit integrierender Hohlkugel

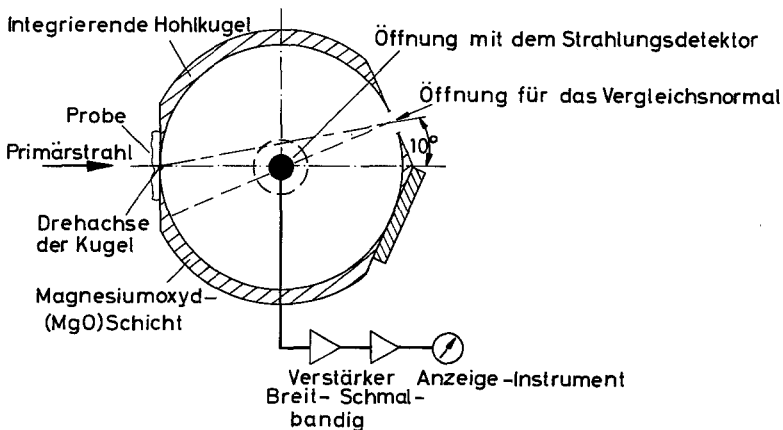


Abb. 4. Spektrale Transmissionsmessung mit integrierender Hohlkugel

für die Remission gemessen werden (der regulär reflektierte Anteil wird miterfaßt). Die Kenntnis des genauen Remissionswertes ist zu geplanten Berechnungen der Absorptions- und Streukoeffizienten unerlässlich.

Die strahlungsintegrierende Hohlkugel ist innen vollkommen mit einer aufgerauchten Magnesium-Oxyd-Schicht (MgO) beschichtet. Die Remission einer solchen Schicht ist annähernd ideal diffus und hat im betrachteten Wellenlängenbereich einen weitgehend konstanten, nahe bei 100% liegenden Reflexionsfaktor (Abb. 5).

Die von der Probe reflektierte bzw. transmittierte Strahlung wird von einem in einer Öffnung der Hohlkugel angebrachten Photodetektor gemessen und über selektive Verstärker (LOCK IN-Verstärker) angezeigt. Die Verwendung selektiver Verstärker ist notwendig, da wegen der räumlichen Trennung vom Monochromator und der Hohlkugel auch Umgebungslicht (nicht zerhackt) in die Hohlkugel eindringt. Dort wird es zusammen mit dem von der Probe reflektierten, zerhackten Licht von der Diode erfaßt. Die nachgeschaltete Verstärkeranordnung trennt den zerhackten, die Information tragenden Teil aus dem Diodensignal heraus. Als Photodetektor wird eine Silizium-Photodiode mit großer aktiver Fläche benutzt (10, 11, 12).

Um Fehler durch Frequenzabhängigkeit von Linsen, Photodiodenempfindlichkeit und Monochromatorausgangsleistung zu eliminieren, erfolgt die Messung nach der Vergleichsmethode.

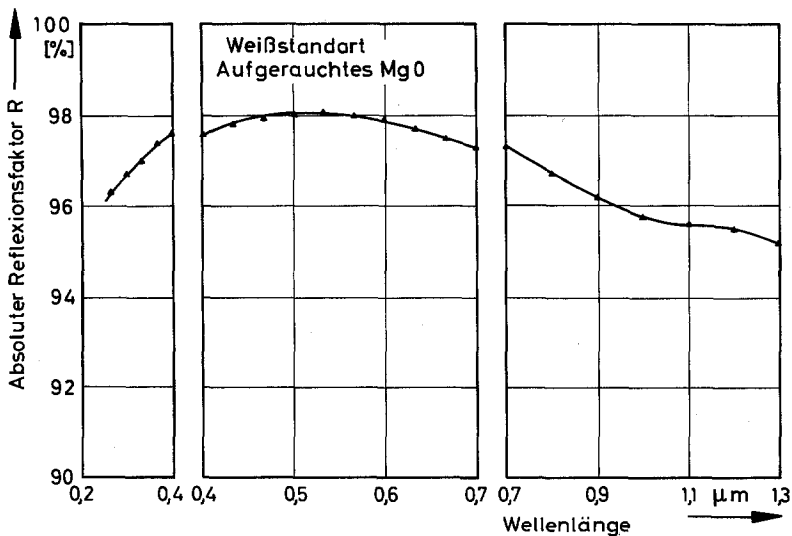


Abb. 5. Verlauf des spektralen absoluten Reflexionsfaktors einer MgO -Schicht (Nach SANDERS und MIDDLETON) (9)

Zunächst wird der Meßstrahl auf ein Weißstandart (MgO) gerichtet, anschließend auf die Probe. Der Quotient dieser beiden Meßwerte ist ein Maß für den Remissions- bzw. Transmissionsfaktor. Die Auswertung der Meßergebnisse erfolgt gemäß der Beziehungen:

$$\begin{aligned} \phi_E &= \phi_{E'} - \phi_S & ; & & \phi_R &= \phi_{R'} - \phi_S \\ \phi_T &= \phi_{T'} - \phi_S \end{aligned} \tag{4}$$

ϕ_E Gesamte einfallende Strahlung
 ϕ_R ---"--- reflektierte---"
 ϕ_T ---"--- transmittierte---"
 ϕ_S äquivalenter Störfluß

$$R = \frac{\phi_R}{\phi_E} = \frac{\phi_{R'} - \phi_S}{\phi_{E'} - \phi_S} = \frac{\frac{\phi_{R'}}{\phi_{E'}} - \frac{\phi_S}{\phi_{E'}}}{1 - \frac{\phi_S}{\phi_{E'}}}; \quad R = \frac{10^{\frac{\alpha_{rb} - \alpha_{ra}}{10}} - 1}{10^{\frac{\alpha_{rb}}{10}} - 1}; \tag{5}$$

$$T = \frac{\phi_T}{\phi_E} = \frac{\phi_{T'} - \phi_S}{\phi_{E'} - \phi_S} = \frac{\frac{\phi_{T'}}{\phi_{E'}} - \frac{\phi_S}{\phi_{E'}}}{1 - \frac{\phi_S}{\phi_{E'}}}; \quad T = \frac{10^{-\frac{\alpha_{ta}}{10}} - 10^{-\frac{\alpha_{tb}}{10}}}{1 - 10^{-\frac{\alpha_{tb}}{10}}}; \tag{6}$$

$$T_{In} = \frac{\phi_T}{\phi_E - \phi_R} = \frac{\phi_{T'} - \phi_S}{\phi_{E'} - \phi_{R'}} = \frac{\frac{\phi_{T'}}{\phi_{E'}} - \frac{\phi_S}{\phi_{E'}}}{1 - \frac{\phi_{R'}}{\phi_{E'}}}; \quad T_{In} = \frac{10^{-\frac{\alpha_{ta}}{10}} - 10^{-\frac{\alpha_{tb}}{10}}}{1 - 10^{-\frac{\alpha_{rb}}{10}}}; \tag{7}$$

α_{ra} gemessene Differenz zwischen $\phi_{R'}$ und $\phi_{E'}$ in dB
 α_{rb} -----"----- ϕ_S " $\phi_{E'}$ " "
 α_{ta} -----"----- $\phi_{T'}$ " $\phi_{E'}$ " "
 α_{tb} -----"----- ϕ_S " $\phi_{E'}$ " "

Aus dem Reflexionsfaktor R und dem Transmissionsfaktor T läßt sich der Anteil der Strahlung, der in der Probe absorbiert oder gestreut wird, nach Gleichung (8) bestimmen

$$R + T + \gamma = 1; \tag{8}$$

mit γ ... Extinktionskoeffizient.

Der Extinktionskoeffizient setzt sich additiv zusammen aus Absorptionskoeffizient α und Streukoeffizient s , siehe Gl. (9):

$$\gamma = \alpha + s ; \tag{9}$$

Damit ist es möglich, aus den durchgeführten Messungen von R und T den wellenlängenabhängigen Extinktionskoeffizienten zu bestimmen.

Eine exakte Aufspaltung von γ in α und s wäre zwar für eine genaue Beschreibung der Probe wünschenswert, ist aber rein theoretisch nicht möglich. Ein umfangreiches numerisches Verfahren (computergestützt) kann jedoch eine für die Praxis ausreichende Näherungslösung liefern. (8)

Über ihrem Zusammenhang (9) mit der Extinktion γ stellt die Streuung also bei der Messung von nichthomogenen, anisotropen und damit streubehafteten biologischen Proben einen wesentlichen Faktor dar, den man nicht vernachlässigen darf.

Am Beispiel der Remission soll gezeigt werden, wie mit einem vor die Probe gelegten Deckglas durch den Einfluß der Streuung die Meßergebnisse verfälscht werden.

Wird ein beliebiger Punkt P der biologischen Probe mit quasimonochromatischem Licht bestrahlt, kann die gesamte remittierte Strahlung den ganzen Raumwinkel $2\pi sr$ ausfüllen, wird durch die strahlungsintegrierende Hohlkugel vollkommen

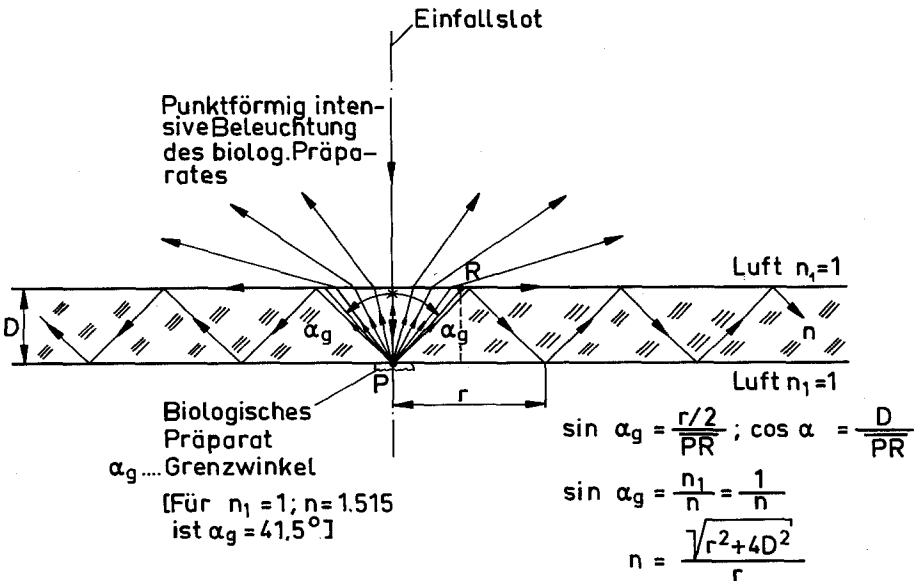


Abb. 6. Brechung und Totalreflexion an einer planparallelen Glasplatte

erfaßt und damit richtig angezeigt. Ordnet man hingegen die biologische Probe unter einem planparallelen Deckglas an (Abb. 6), so gehen alle Streuteile, die unter einem Streuwinkel größer als dem Grenzwinkel α_g in das Deckglas eintreten, durch Totalreflexion für die Messung verloren. Damit ist das gewonnene Meßergebnis nicht mehr korrekt.

Diese Tatsache wurde auch durch Messungen bestätigt - siehe Abb. 9 A, B.

MESSOBJEKTE

Nach Versuchen mit tierischem Gewebe wurden Messungen an menschlicher Haut *in vitro* in Zusammenarbeit mit der Abteilung für Gerichtliche Medizin der RWTH Aachen vorgenommen. Unter dem Begriff Haut soll hier verstanden werden Epidermis mit Cutis und subcut. Fettgewebe.

Die Hautpräparate wurden von fünf verschiedenen Körperregionen gemessen: Oberarm, Oberschenkel, Rücken, Brust, Bauch (Abb. 7 A, B; 8 A, B; 9 B). Weiter wurden Reflexionsmessungen der Haut *in vivo* vorgenommen (Abb. 9 A).

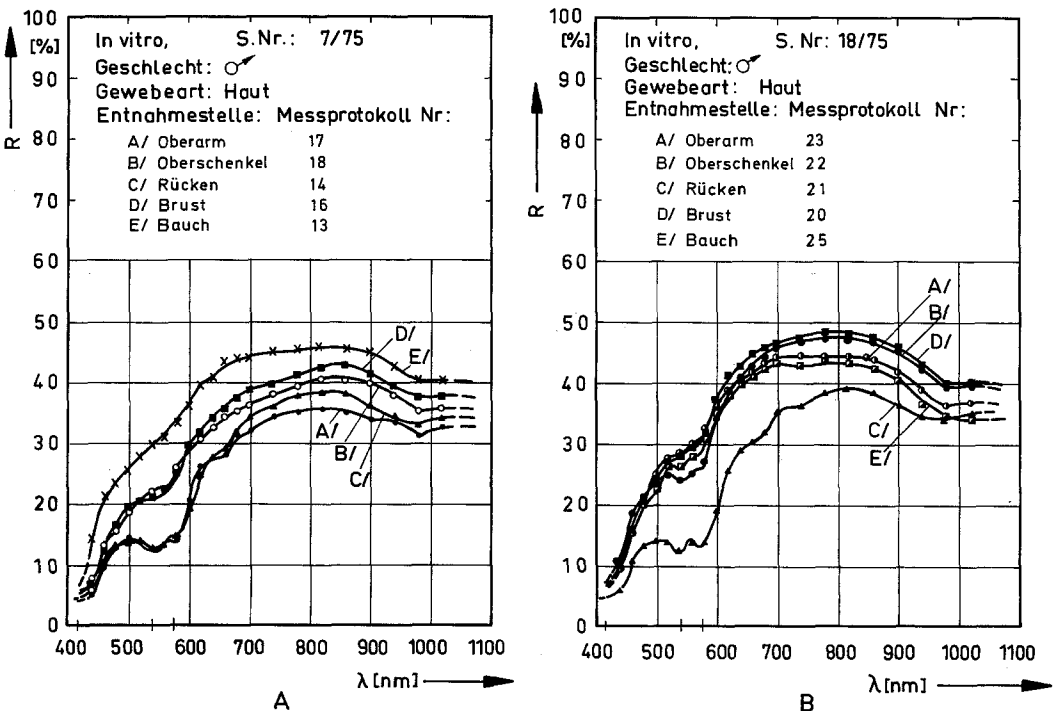


Abb. 7. Verlauf der Remissionsfaktoren in Abhängigkeit von der Wellenlänge

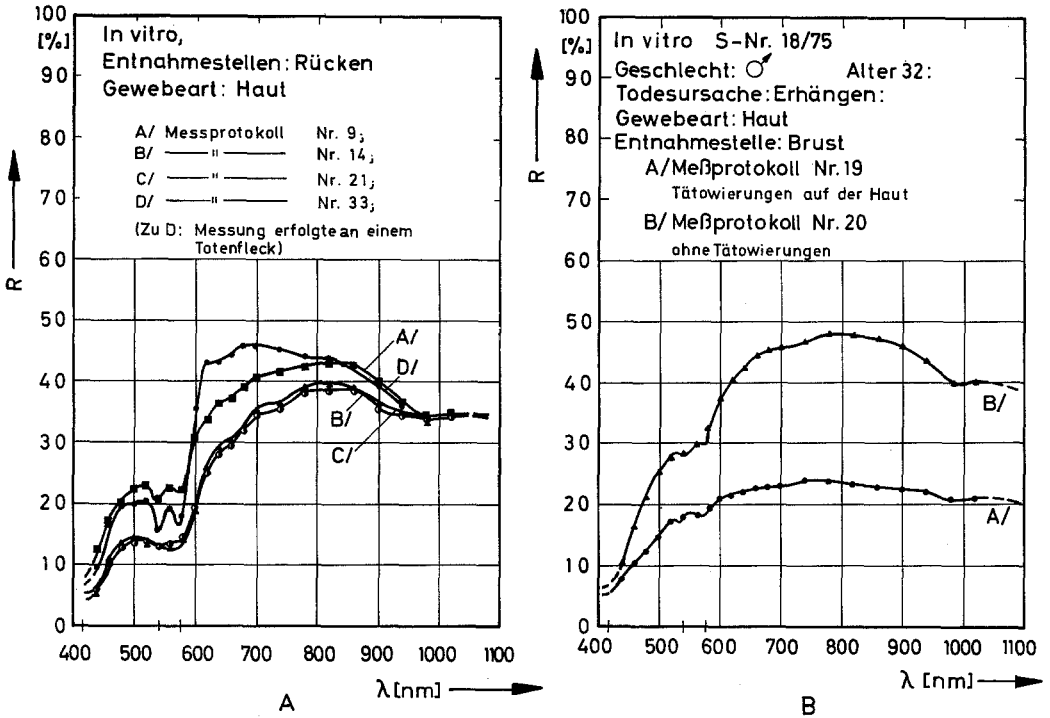


Abb. 8. Verlauf der Remissionsfaktoren in Abhängigkeit von der Wellenlänge

Neben den Remissionskoeffizienten wurden bei dünnen Hautschichten (Epidermis, Dicke $D = 0,17$ mm und $D = 0,30$ mm) auch Transmissionskoeffizienten in vivo gemessen. Während des Zeitraumes zwischen Entnahme und Ausmessung befanden sich die Hautproben in einer physiologischen Kochsalzlösung. Für diese Proben wurden auch die entsprechenden Werte des zugehörigen Extinktionskoeffizienten berechnet (Abb. 10 A, B). Die Werte der spektralen Remissionsfunktionen verlaufen erwartungsgemäß ziemlich konstant und betragen circa 20%. Die Werte der spektralen Transmissionsfunktionen wachsen und die der spektralen Extinktionsfunktionen sinken mit steigender Wellenlänge.

DISKUSSION

- Bei streuungsbehafteten biologischen Proben fallen Reflexionsminima mit Extinktions- (auch Absorptions-) maxima zusammen.
Durch ihre individuelle Ausprägung und Lage gestatten sie Rückschlüsse auf die Durchblutung, oder auch chemische Veränderungen (Sulfhämoglobin-Bildung).

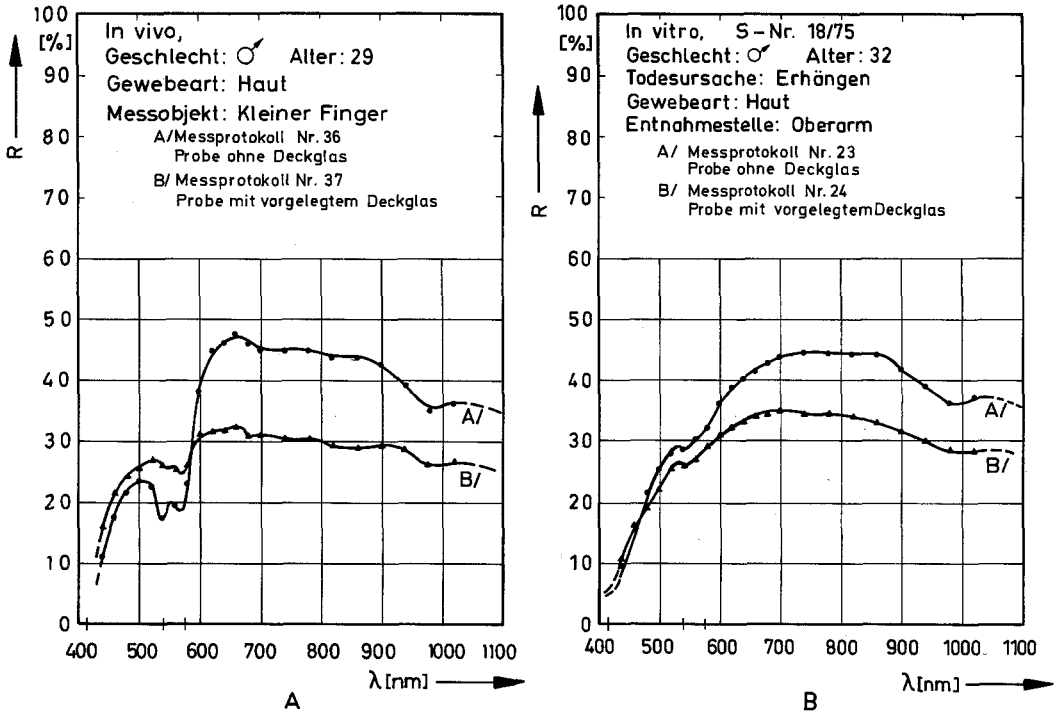


Abb. 9. Spektraler Verlauf von Remissionsfaktoren für menschliche Hautpräparate für Messungen mit vorgelegtem und ohne vorgelegtes Deckglas.
 A) Messung in vivo B) Messung in vitro

2. Die Werte der Remission bzw. Transmission der Haut bei verschiedenen Menschen differieren. Dafür sind folgende Ursachen zu nennen:
 - a. Hautdurchblutung und Blutgehalt (s. Absorptionsbänder von Oxyhämoglobin bei $\lambda = 415, 541, 576 \text{ nm}$).
 - b. Dicke und Schichtung der Probe
 - c. Pigmentation
 - d. Temperatur des Präparates, Wassergehalt usw.
3. Unterhalb 300 nm und oberhalb 1200 nm läßt sich bei allen Menschen eine ähnliche Reflexion erwarten (ca. 6 - 10 %), (21, 24).
4. Es ist wegen der Genauigkeit der Messung nicht zulässig, streubehaftete Proben mit Deckglas auszumessen. Der durch das Deckglas hervorgerufene Fehler ist nicht systematisch, da die Streuung sowohl frequenzabhängig als auch zeitabhängig ist.

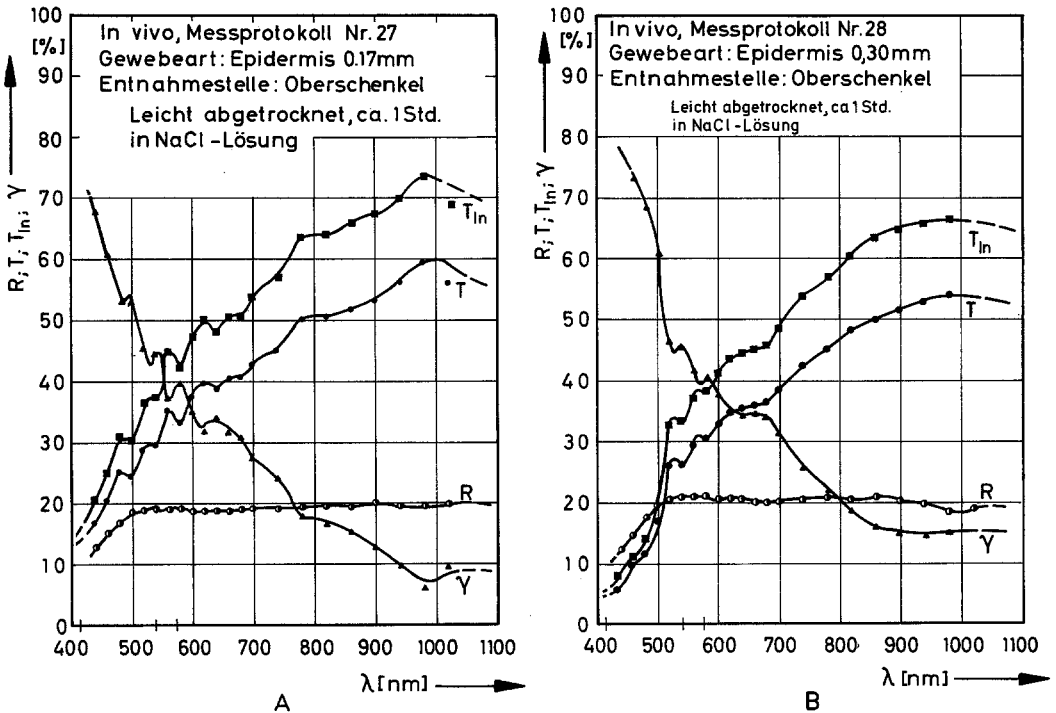


Abb. 10. Abhängigkeit der Remissions-, Transmissions- und Extinktionsfaktoren von der Wellenlänge

5. Der Einsatz eines Farbstofflasers anstelle des Monochromators erscheint wegen der wesentlich höheren Ausgangsleistung und der verminderten spektralen Bandbreite wünschenswert.
6. Nach unseren bisherigen Erfahrungen ist zu erwarten, daß die besonders in der Gerichtsmedizin erwünschte Eindeutigkeit der Beschreibung biologischer Proben mit dem vorgestellten Meßverfahren zu erreichen ist.

LITERATUR

1. BERGMANN-SCHAEFER: Lehrbuch der Experimentalphysik. Band III. Optik Berlin-New York: Walter de Gruyter 1974
2. KERKER, M.: The Scattering of Light. New York: Academic Press 1969
3. HELBIG, E.: Grundlagen der Lichtmesstechnik. Leipzig: Geest & Portig 1972
4. BLAZEK, V.: Reflexions-, Transmissions- und Absorptionsverhalten von biologischem Gewebe für elektromagnetische Strahlung im sichtbaren und nahen IR-Bereich. Biomedizinische Technik / Biomedical Engineering. Band 20-Ergänzungsband, S. 299 - 300 (1975)

5. LINS, G., KUTSCHERA, J.: Die farbmetrische Bewertung der Grünfäule der Leichenhaut im Rahmen der programmierten Farbwertintegration, *Z. Rechtsmedizin* 75, 201-212 (1974)
6. LINS, G.: Die Remissionsanalyse zur farblichen Charakterisierung der Leichenhaut. *Beitr. gerichtl. Med.* 24, 162-166 (1968)
7. LINS, G.: Remissionsmessungen zur farblichen Charakterisierung der lebenden menschlichen Haut. *Beitr. gerichtl. Med.* 25, 271-277 (1969)
8. REICHMANN, J.: Determination of Absorption and Scattering Coefficients for Nonhomogeneous Media. *Appl. Optics* 12, 1811-1815 (1973)
9. WYSZECKI, G., STILES, S.: *Color Science*. New York: J. Wiley & Sons Inc. 1967
10. FÖRNGES, D.: Zur Messung der elektrooptischen Koeffizienten von Kristallen im Mikrowellenbereich. Dissertation, RWTH Aachen, Mai 1975
11. DIETZEL, H.W.: Photodioden-Verstärker. Interner Bericht, Institut für HF-Technik, RWTH Aachen, Juni 1975
12. SEMMLER, H.W.: Photodioden-Impulsverstärker. Wahlarbeit, W1245, HF-Technik, RWTH Aachen, 1973
13. BEXTEN, K.: Untersuchung an organischen Stoffen im optischen Bereich, Diplomarbeit D 1375, HF-Technik, RWTH Aachen, 1974
14. BLAZEK, W.: Verhalten der menschlichen Haut bei Einwirkung elektromagnetischer Strahlung im sichtbaren und nahen IR-Bereich. Vortrag auf dem Symposium "Biomedizinische Technik in Österreich", Graz 1975
15. DIN 5033, Farbmessung Bl. 2
16. BLAZEK, V.: Ein Verfahren zur optisch eindeutigen Beschreibung von menschlicher Haut. *Wissenschaftliche Berichte, BMT Graz*, 129-133 (1975)
17. BODE, H.G.: Zur Analyse der menschlichen Hautfarbe. *Strahlenther.* 43, 565 (1932)
18. DANIELS, F., IMBRIE, J.D.: Comparison between visual grading and reflectance measurements of erythemas produced by sunlight. *J. invest. Derm.* 16, 311 (1951)
19. SHEARD, CH., BROWN, G.E.: The spectrophotometric analysis of the color of the skin. *Arch. intern. Med.* 38, 816-831 (1926)
20. TRONNIER, H.: Bestimmung der Hautfarbe unter besonderer Berücksichtigung der Erythem- und Pigmentmessung. *Strahlenther.* 121, 392 (1963)
21. JACQUEZ, J.A.: Spectral reflectance of human skin in the region 0,7-2,6 μ . *J. Appl. Physiol.* 297-299 (1955)
22. KUPPENHEIM, H.F., HEER, R.R.: Spectral reflectance of white and negro skin between 440 and 1000 μ m. *J. Appl. Physiol.* 4, 800 (1952)
23. SHEARD, CH., BRUNSTING, L.A.: Color of skin as analyzed by spectrophotometric methods. *J. clin. Invest.* 7, 559 (1929)
24. JACQUEZ, J.A., KUPPENHEIM, H.F.: Spectral reflectance of human skin in the region 235-700 $m\mu$. *J. Appl. Physiol.* 212-214 (1955)

Dipl.-Ing. Vladimir BLAZEK
Institut für Hochfrequenztechnik
der Technischen Hochschule Aachen
Alte Maastrichter Str. 25
D-5100 Aachen
Bundesrepublik Deutschland