

## **Forensische Anwendungen der spektralen Remissionsanalyse menschlicher Haut mit einer beweglichen photometrischen Kugel**

Vladimir Blazek

Institut für Hochfrequenztechnik der RWTH Aachen  
Alte Maastrichter Straße 25, D-5100 Aachen

### **Forensic Applications of Human Skin Spectral Remission Analysis Employing a Movable Integrated Sphere**

**Summary.** Spectral remission analysis has been known for long in the medical sciences [1,2,3] but has gained practical importance only in the last years due to the existence of modern techniques and components [4,5].

In this paper a method is presented which enlarges the range of applications of spectral remission and transmission analysis for wavelengths between 380 and 1100 nm considerably. This is achieved by a novel conception of the measuring instrumentation, the advantages of which are discussed and compared with the conventional technique.

In detail these advantages are

- a) employment of a movable instead of a fixed detector (integrated sphere)
  - b) illumination of standard and probe with radiation from a common source
  - c) considerable increase of sensibility due to the use of selective lock-in amplifiers.
- As a demonstration of the proposed method results are given for 5 different probes of human skin.

**Zusammenfassung.** Die spektrale Remissionsanalyse ist in der Medizin seit langem bekannt [1,2,3], gewinnt aber erst in den letzten Jahren dank der modernen Technik immer mehr an praktischer Bedeutung [4,5]. In diesem Aufsatz wird ein Verfahren vorgestellt, das die Anwendungsmöglichkeiten der spektralen Remissions- bzw. Transmissionsanalyse im Bereich von Wellenlängen zwischen 380 und 1100 nm durch eine neuartige Konzeption der Messanordnung erheblich vergrößert. Nach der Erörterung des Standes der Technik werden die Vorteile des neuen Meßverfahrens erläutert.

Diese sind:

- a) Benutzung eines beweglichen statt eines starren Meßkopfes (photometrische Kugel),
- b) gleichzeitige Beleuchtung von Probe und Standard mit optischer Strahlung aus einer gemeinsamen Quelle,

- c) erhebliche Steigerung der Meßempfindlichkeit durch den Einsatz von selektiven Lock-in-Verstärkern.

Es wird über Messungen an fünf verschiedenen Hautregionen einer Leiche berichtet.

**Key words.** Haut, physikalische Reaktion – Remissionsanalyse, menschliche Haut

## 1. Einleitung

Die Kenntnis der physikalischen Reaktion menschlicher Haut auf optische<sup>1</sup> Bestrahlung mit verschiedener Wellenlänge gewinnt in den letzten Jahren auch in der forensischen Praxis immer mehr an Bedeutung. Durch Anwendung der spektralen Remissions- bzw. Transmissionsanalyse kann man biologische Proben z.B. farblich charakterisieren [4,5,6,7] bzw. das Verhalten dieser Proben für beleuchtende Strahlen optisch eindeutig beschreiben [8].

Obwohl bisherige Untersuchungen auf diesem Gebiet interessante Einsatzmöglichkeiten demonstrierten und die von dieser analytischen Methode erwarteten Ergebnisse bestätigt haben, standen einer breiten Anwendung in der täglichen forensischen Praxis erhebliche und teilweise bis jetzt ungelöste technische Probleme entgegen.

Hier wird ein Meßverfahren vorgestellt, dessen Einsatzmöglichkeiten durch neuartige Konzipierung der Messanordnung erheblich erweitert werden [9]. Weiter soll in diesem Aufsatz ein computergestütztes, numerisches und graphisches Auswertverfahren für die gemessenen Daten vorgestellt werden, das die Meßwerte in gewünschter Form (Mikrofilm oder Papier) automatisch darzustellen gestattet.

## 2. Theoretische und praktische Grundlagen

Beim menschlichen Körper bildet die Haut die Eintrittspforte für die einfallenden optischen Strahlen. Bei Beleuchtung der Haut, die aus physikalischer Sicht ein optisch streuendes Objekt darstellt, wird ein Teil der Strahlung an der Oberfläche, ein weiterer Teil in den verschiedenen tief liegenden Schichten der Haut diffus reflektiert – remittiert, ein Teil in tiefere Hautschichten transmittiert und dort absorbiert. Die transmittierten, bzw. remittierten Strahlungsanteile, die verschiedene Richtungen besitzen, müssen durch eine spezielle Meßanordnung im Raumwinkel  $2\pi$ sr erfaßt werden. Dies geschieht durch eine strahlungintegrierende photometrische Kugel [8,9,10].

### 2.1 Derzeitiger Stand der Technik

Bei den bisherigen Anwendungen der spektralen Remissionsanalyse war der strahlungserfassende Meßkopf – die photometrische Kugel – ein starrer, nicht beweglicher Teil der Meßanordnung. Zur Messung mußte man das zu untersuchende Objekt an der photometrischen Kugel unter bestimmten Bedingungen befestigen. Bei spektralen Re-

<sup>1</sup> Der als optische Strahlung bezeichnete Teil des elektromagnetischen Spektrums umfaßt drei Bereiche: UV-Bereich, sichtbarer Bereich und IR-Bereich (siehe Tab. 1).

Tabelle 1. Bereiche der optischen Strahlung

Wellenlängenbereich	Optische Strahlung	
(100 ... 280) nm	UV – C	Ultraviolett
(280 ... 315) nm	UV – B	
(315 ... 380) nm	UV – A	
(380 ... 450) nm	violett	Sichtbare Strahlung- Licht
(450 ... 490) nm	blau	
(490 ... 560) nm	grün	
(560 ... 620) nm	gelb/orange	
(620 ... 780) nm	rot	
(780 ... 1400) nm	IR – A nahes IR	Infrarot
(1400 ... 3000) nm	IR – B	
(3000 ... $1 \cdot 10^6$ ) nm	IR – C	

missionsuntersuchungen an biologischen Proben wurden die Proben oft aus dem gesamten Objekt (z.B. Hautpartie einer Leiche) entnommen [5,6]. Dadurch war die Anwendungsmöglichkeit der Analyse eingeschränkt; außerdem treten dabei andere unerwünschte Effekte (z.B. Flüssigkeitsverluste) auf.

Weiterhin wurde bei den bisherigen Anwendungen entweder die Probe zu Eichzwecken durch einen Standard ersetzt, dessen Remissionsfaktor bei allen Wellenlängen bekannt war, oder es wurden an die photometrische Kugel zwei getrennte Öffnungen für die Probe und das Standard angebracht, wobei aber der beleuchtende Strahl entweder nur auf die Probe oder nur auf den Standard (Vergleichsnormal) gerichtet werden konnte.

Die Umschaltung des beleuchtenden Strahles zwischen Probe und Standard erfolgt bei einigen Anordnungen periodisch [6,11,12]. Bei periodischer Umschaltung des beleuchtenden Strahles zwischen Probe und Standard ist es ohne weitere Zusatzgeräte nicht möglich, die Empfindlichkeit der Anordnung durch Einsatz eines Lock-in-Verstärkers zu steigern. Alle diese Nachteile werden durch die im folgenden beschriebene Meßanordnung vermieden.

## 2.2. Meßaufbau

Abbildung 1 zeigt den prinzipiellen Meßaufbau mit der schematischen Darstellung der beweglichen photometrischen Kugel und dem Lock-in-Verstärker, der das Meß-Signal verarbeitet.

Die durch den Monochromator von 380 nm bis 1100 nm Wellenlänge einstellbare quasihomochrome Strahlung wird durch einen Strahlungsteiler geteilt. Die beiden z.B. gleichgroßen Strahlungsanteile werden durch einen Chopper zerhackt und zwar jeder mit einer anderen Frequenz. Durch diese Lichtmodulation wird erstens die ganze Anordnung unempfindlich gegen Fremd- und Streulicht und zweitens kann dadurch das Lock-in-Verstärkungsprinzip mit seiner extrem schmalen Bandbreite eingesetzt werden. Durch die schmale Bandbreite des Lock-in-Verstärkers werden Störsignale ausgeblendet und das Rauschen, das mit wachsender Bandbreite wächst, läßt sich sehr niedrig halten. Hinter dem Chopper werden die beiden mit verschiedenen Frequenzen modulierten Lichtstrahlen in zwei flexible Lichtleiter fokussiert. Die gegenseitigen Enden der beiden Lichtleiter sind unter bestimmten Winkeln an der photometrischen Kugel befestigt (s. Abb. 2).

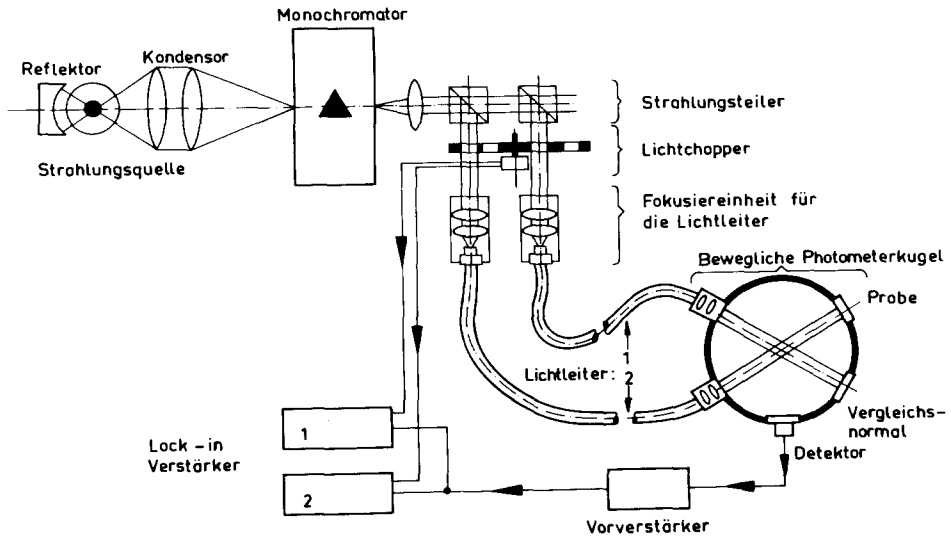


Abb. 1. Schematische Darstellung des Meßaufbaues

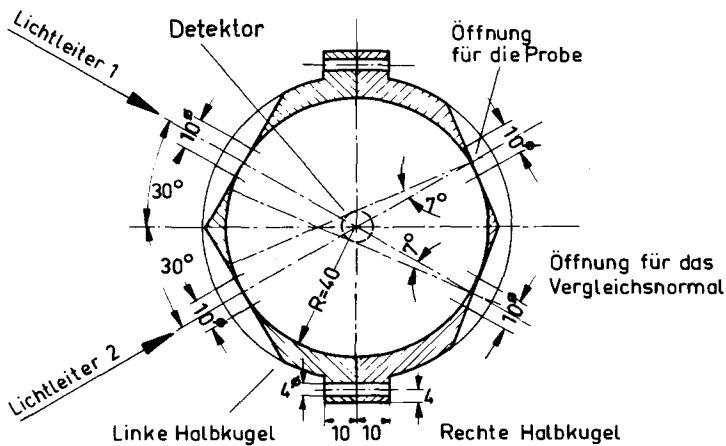


Abb. 2. Photometrische Kugel (Maße in mm)

Da der Strahl beim Austritt aus dem Lichtleiter divergiert, wird er durch eine entsprechende Linsenordnung gebündelt und beleuchtet dann nur die zu untersuchende Probe, bzw. nur den Standard. Der Beleuchtungsfleck hat bei unserem Aufbau einen Durchmesser von 6–8 mm. Auf dem Weg durch den Lichtleiter wird die Strahlung durch Absorption und Streuung gedämpft, was durch den Transmissionsfaktor

$$t = \frac{\Phi_r}{\Phi_e} \quad (1)$$

$\Phi_e$  ... in den Lichtleiter eintretender Strahlungsfluß,  
 $\Phi_r$  ... aus dem Lichtleiter austretender Strahlungsfluß,  
 berücksichtigt wird.

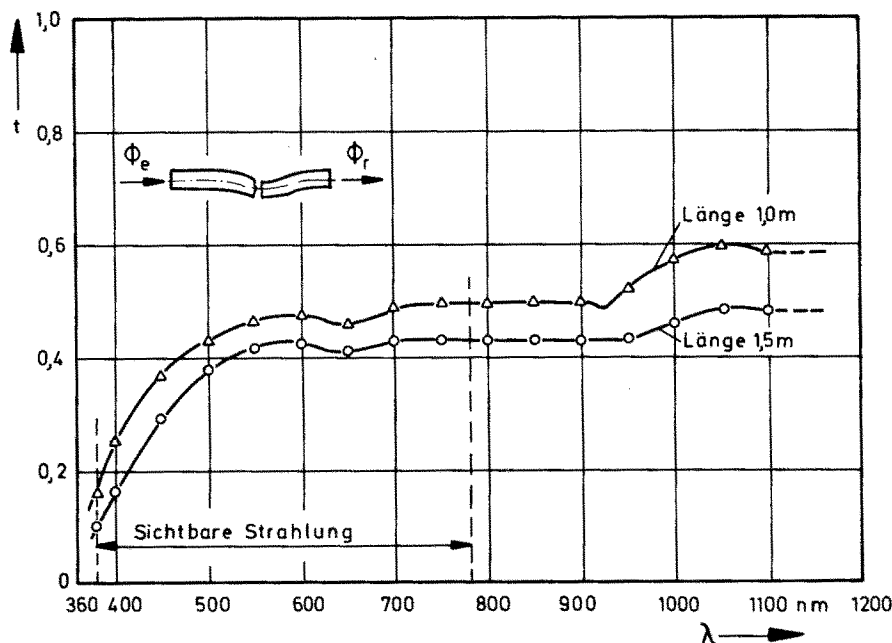


Abb. 3. Transmission von Lichtleitern

Der Transmissionsfaktor  $t$  von Lichtleitern ist wellenlängenabhängig. Die flexiblen Lichtleiterbündel bestehen aus einer großen Zahl von dünnen (ca.  $1 \cdot 10^{-4}$  mm Durchmesser) Multimode-Fasern, die in einem Schutzmantel zusammengefaßt sind. Der Durchmesser des Multimode-Faserbündels ist 4 mm. Die benutzten Lichtleiter hatten eine Länge von 1 bzw. 1,5 m. Theoretisch ändert sich die Dämpfung von Lichtleitern, wenn sie sehr stark gebogen werden (Biegeradius kleiner als ca. 5 cm). Durch die Ummantelung der von uns verwendeten Lichtleiter ist ein so geringer Biegeradius nicht möglich. In der Tat konnten wir an den oben erwähnten ummantelten Lichtleitern keine Änderung der Dämpfung als Folge von Biegungen beobachten.

Den Verlauf des Transmissionsfaktors von Lichtleitern in Abhängigkeit von der Wellenlänge zeigt die Abb. 3.

Durch Anwendung von flexiblen Lichtleitern ist der mit der biologischen Probe in Berührung kommende Meßkopf – die photometrische Kugel – beweglich und von der übrigen Meßanordnung getrennt. Dies ist ein Vorteil, der bis jetzt nicht erreichbar war.

Die bewegliche photometrische Kugel besitzt 5 Öffnungen: zwei Öffnungen für die einfallenden Strahlen (Lichtleiter 1 und 2), eine Öffnung für die Probe, eine Öffnung für den Standard und schließlich eine Öffnung für den Photodetektor. Die Messung des spektralen Remissionsverlaufs erfolgt nach der Vergleichsmethode – Meßgeometrie  $7^\circ/d$  [14].

Der erste Meßstrahl aus dem Lichtleiter 2 wird auf die Probe gerichtet, gleichzeitig wird der zweite Meßstrahl aus dem Lichtleiter 1 auf den Standard ( $\text{MgO}$  oder  $\text{BaSO}_4$ ) fokussiert. Der absolute spektrale Remissionsfaktor des Standards ist annähernd ideal diffus, sehr groß und bekannt.

Die von der Probe und von dem Vergleichsnormale remittierte Strahlung wird von einer an der fünften Öffnung der photometrischen Kugel angebrachten Photodiode gleichzeitig erfaßt und nach gemeinsamer Vorverstärkung in beiden selektiven Lock-in-Verstärkern getrennt angezeigt.

Als Photodiode fanden Dioden von Typ PIN 10 der Firma United Detector Technology, INC., Verwendung, die mit  $1 \text{ cm}^2$  eine relativ große aktive Oberfläche besitzen, und die eine breite spektrale Empfindlichkeit haben. Als Vorverstärker wurde ein rauscharmer Photodiodenverstärker eingesetzt, der nach den in [16] dargestellten Prinzipien aufgebaut wurde.

## 2.3. Auswertung der Meßergebnisse

### 2.3.1. Abhängigkeit des absoluten Remissionsfaktors von der Wellenlänge

Der angezeigte Wert  $r_p$  des ersten Lock-in-Verstärkers ist proportional zur Strahlung, die von der Probe remittiert wird. Der angezeigte Wert  $r_s$  des zweiten Lock-in-Verstärkers ist proportional zur Strahlung, die von dem Standard remittiert wird. Der Quotient  $R_p$  der beiden Werte  $r_p$  und  $r_s$  wird schließlich digital in Prozenten angezeigt:

$$R_p = 100 \% \frac{r_p}{r_s} \quad , \quad (2)$$

$R_p$  . . . relativer Remissionsfaktor der Probe.

Dieser Faktor (nicht mit dem absolutem spektralem Remissionsfaktor identisch) kann nun z. B. einer Datenverarbeitungsanlage zur wellenlängenabhängigen graphischen Darstellung zugeführt werden.

Zur Verminderung von Meßfehlern wurde der Remissionsfaktor  $R_p$  bei jeder Wellenlänge zweimal gemessen und daraus der arithmetische Mittelwert

$$R_{pm} = \frac{R_{p1} + R_{p2}}{2} \quad (3)$$

berechnet.

Die Abstände  $\Delta\lambda$  zwischen jeweils zwei Wellenlängen, bei denen der spektrale Remissionsfaktor gemessen werden soll, sind beliebig wählbar. Um Rechenzeit zu sparen, wurden bei den hier behandelten Messungen Wellenlängenabstände

$$\begin{aligned} \Delta\lambda &= 10 \text{ nm im sichtbaren und} \\ \Delta\lambda &= 20 \text{ nm im nahen IR-Bereich} \end{aligned}$$

gewählt (siehe Tab. 2).

Tabelle 2 zeigt den bei der Auswertung der Messung ebenfalls benötigten absoluten Remissionsfaktor  $\beta_{MgO}$  des MgO-Standards als Funktion der Wellenlänge.

Als nächsten Schritt berechnet der Computer nach Gl. (4) den gesuchten absoluten spektralen Remissionsfaktor der Probe  $\beta_p$  wiederum für alle vorprogrammierten Wellenlängen:

$$\beta_p = \beta_{MgO} R_{pm} = 0,5 \beta_{MgO} (R_{p1} + R_{p2}). \quad (4)$$

Nach Beendigung dieser Berechnungen führt der Computer eine vorprogrammierte Zeichenroutine aus mit dem Ziel, den spektralen Verlauf des absoluten Remissionsfaktors der Probe in Abhängigkeit von der Wellenlänge über Plotter automatisch zu zeichnen. Er sucht die kleinste und größte Wellenlänge (horizontale Achse:  $\lambda$  (nm)), sowie auch den kleinsten und größten berechneten Wert für  $\beta_p$  (vertikale Achse:  $\beta_p$  (%)) aus mit dem Ziel, die gemessenen Kurven so zu zeichnen, daß die zur Verfügung stehende Zeichenfläche optimal ausgenutzt wird. Siehe Abb. 4a, 5a, 6a, 7a, 8a und 9a.

### 2.3.2. Farbauswertung

Außer den oben erwähnten Berechnungen und Operationen führt der Computer auch eine Farbauswertung der Proben durch. Die valenzmetrische Farbauswertung erfolgt in diesem Aufsatz nach dem durch DIN 5033 [13] festgelegten 2°-Normvalenz-System [5].

Die Normfarbwerte X, Y, Z werden nach den Gleichungen (5), (6) und (7) berechnet.

$$X = k \int_a^b S_N(\lambda) \beta_p(\lambda) \bar{x}(\lambda) d\lambda \quad , \quad (5)$$

$$Y = k \int_a^b S_N(\lambda) \beta_p(\lambda) \bar{y}(\lambda) d\lambda \quad , \quad (6)$$

$$Z = k \int_a^b S_N(\lambda) \beta_p(\lambda) \bar{z}(\lambda) d\lambda \quad . \quad (7)$$

**Tabelle 2.** Wellenlängenabhängigkeit des absoluten Remissionsfaktors  $\beta_{\text{MgO}}$  von Magnesium-Oxyd (nach [15])

$\lambda$ in nm	$\beta_{\text{MgO}}$ in %	$\lambda$ in nm	$\beta_{\text{MgO}}$ in %
380	97,50	640	97,60
390	97,60	650	97,55
400	97,65	660	97,50
410	97,70	670	97,45
420	97,75	680	97,40
430	97,80	690	97,35
440	97,85	700	97,25
450	97,90	720	97,10
460	97,95	740	97,00
470	98,00	760	96,90
480	98,00	780	96,80
490	98,05	800	96,70
500	98,10	820	96,60
510	98,10	840	86,50
520	98,10	860	96,40
530	98,10	880	96,30
540	98,05	900	96,20
550	98,00	920	96,10
560	98,00	940	96,00
570	98,00	960	95,90
580	98,00	980	95,85
590	97,95	1000	95,80
600	97,90	1020	95,75
610	97,85	1040	95,70
620	97,80	1060	95,65
630	97,70	1080	95,60

Dabei bedeuten:

$S_N(\lambda)$  ... spektrale Strahlungsfunktion ,

$\beta_p(\lambda)$  ... spektrale Remissionsfunktion ,

$\bar{x}(\lambda)$ ,  $\bar{y}(\lambda)$ ,  $\bar{z}(\lambda)$  ... 2°-Normspektralwertfunktionen,

$a = 380$  nm,  $b = 780$  nm ... Integrationsgrenzen.

Die Integrationskonstante  $k$  wird nach Gl. (8) bestimmt.

$$k = 100 \left( \int_a^b S_N(\lambda) \bar{y}(\lambda) d\lambda \right)^{-1} . \quad (8)$$

Die Integration in Gleichungen (5) bis (8) wurden näherungsweise nach der Rechteckformel (Gewichtsordinatenverfahren) mit  $\Delta\lambda = 10$  nm durchgeführt.

Aus den Normfarbwerten  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$  werden die Normfarbwertanteile  $x$ ,  $y$ ,  $z$  nach Gl. (9), (10), (11) berechnet.

$$x = X (X + Y + Z)^{-1} , \quad (9)$$

$$y = Y (X + Y + Z)^{-1} , \quad (10)$$

$$z = Z (X + Y + Z)^{-1} . \quad (11)$$

Die Normfarbwertanteile sind für die Kennzeichnung einer Farbart in der Normfarbtafel für das 2°-Normvalenzsystem ausreichend. Diese Normfarbwertanteile  $x$ ,  $y$ ,  $z$  sind in Abb. 4b, 5b, 6b, 7b, 8b und 9b für alle fünf gemessenen Hautregionen für zwei verschiedene spektrale Strahlungsfunktionen – Normlichtarten –  $S_{NC}(\lambda)$  und  $S_{NA}(\lambda)$  eingetragen. Damit ist der Farbeindruck bestimmt, den der Beobachter bei Beleuchtung der Probe mit der entsprechenden Normlichtart empfindet.

$S_{NC}(\lambda)$  ist die spektrale Strahlungsverteilung der Normlichtart C (NLA. C entspricht dem mittleren gemessenen Tageslicht).  $S_{NA}(\lambda)$  ist die spektrale Strahlungsverteilung der Normlichtart A (NLA.A ist Repräsentant der künstlichen Beleuchtung mit Glühlampenlicht).

Zur besseren Orientierung ist in Abb. 4b bis 9b auch die Position des Unbuntpunktes UP für die isoenergetische Strahlungsverteilung angegeben, d. h. die Farbart mit Normfarbwertanteilen dieses Unbuntpunktes  $x = y = 0,333$  ist bei isoenergetischer Beleuchtung (oder bei Selbstleuchtern) als unbunt zu sehen.

Es sei nur bemerkt, daß dies nicht für andere Normlichtarten zutrifft. In diesen Fällen hat also der Unbuntpunkt nicht die Koordinaten  $x = y = 0,333$ .

Z. Zt. beschäftigen wir uns mit verschiedenen neuen Aspekten der Farbauswertung biologischer Proben (z. B. 10°-Normvalenzsystem) und wollen darüber zu einem späteren Zeitpunkt berichten.

### 3. Meßergebnisse

Zur Demonstration der Möglichkeiten der oben beschriebenen Meßanordnung mit beweglicher photometrischer Kugel wurden sechs Messungen ausgesucht. Diese Messungen wurden an verschiedenen Körperregionen einer 55-jährigen Frau 5 Tage pm. an der Abteilung für Gerichtsmedizin der RWTH Aachen durchgeführt, und zwar an:

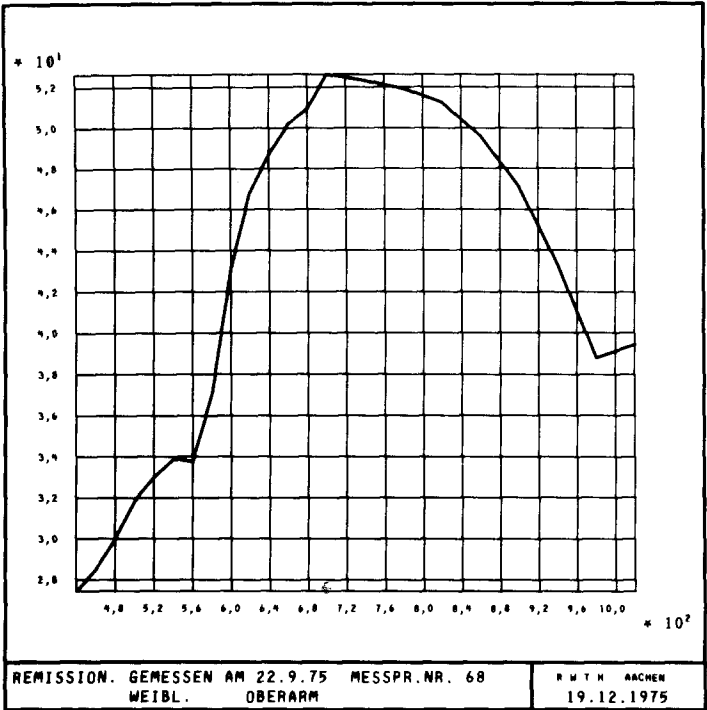
- |                             |                                   |
|-----------------------------|-----------------------------------|
| a) Oberarm                  | – Abb. 4a, b Meßprotokoll Nr. 68, |
| b) Oberschenkel             | – Abb. 5a, b Meßprotokoll Nr. 69, |
| c) Oberschenkel mit Hämatom | – Abb. 6a, b Meßprotokoll Nr. 70, |
| d) Rücken                   | – Abb. 7a, b Meßprotokoll Nr. 71, |
| e) Bauch                    | – Abb. 8a, b Meßprotokoll Nr. 72, |
| f) Brust                    | – Abb. 9a, b Meßprotokoll Nr. 73. |

Der Remissionsverlauf der Haut am Oberarm (Abb. 4a) nimmt im violetten Bereich Werte von 27 % an und erreicht seine maximale Größe von ca. 52 % im roten Bereich. Dann nimmt er wieder – genau wie auch die anderen Verläufe in den Abb. 5a bis 9a – zum IR-Bereich hin ab. Die Absorptionsbande von Oxy-Hb ( $\lambda = 541, 576$  nm) sind nur schwach ausgeprägt. Im Vergleich zu den übrigen behandelten Messungen fällt auf, daß das Absorptionsband von  $H_2O$  bei  $\lambda = 980$  nm besonders stark ausgeprägt ist.

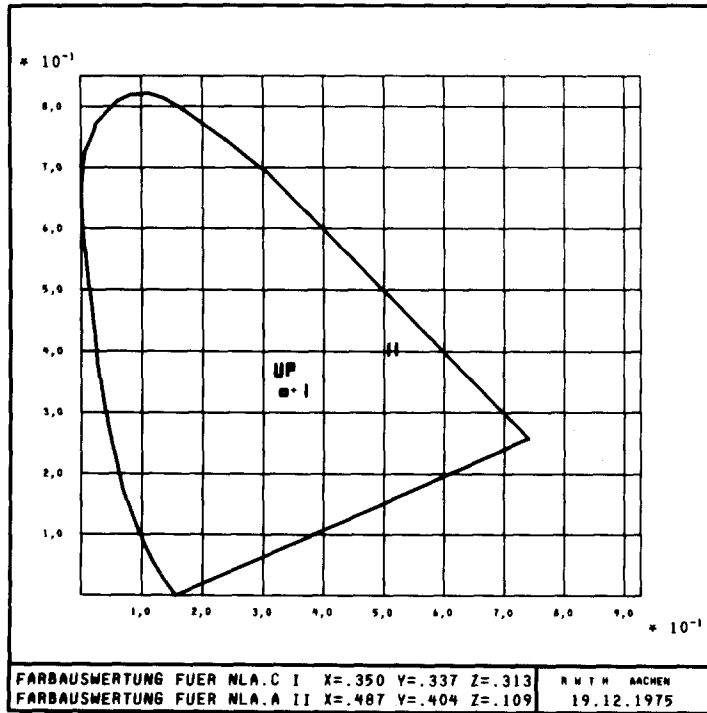
In der Abb. 4b sind die berechneten Farborte in der Normfarbtafel angegeben. Auf der horizontalen Achse ist der Normfarbwertanteil  $x$  und auf der vertikalen Achse der Normfarbwertanteil  $y$  eingetragen. Bei Beleuchtung der Probe (Oberarm in Abb. 4b) mit der Normlichtart C – NLA.C, bekommt man einen Farbeindruck, der in der Normfarbtafel durch den Punkt I meßtechnisch erfaßt und dargestellt ist. Analog dazu ergibt sich für die Beleuchtung der Probe mit NLA.A ein Farbeindruck, der durch den Punkt II repräsentiert wird.

Die Abb. 5a, b und Abb. 6a b zeigen die Meßergebnisse, die von der gleichen Hautregion – Oberschenkel – ermittelt wurden. Es handelt sich hier um eine Hautstelle ohne Hämatom und eine mit Hämatom. Der Vergleich der beiden Abbildungen macht



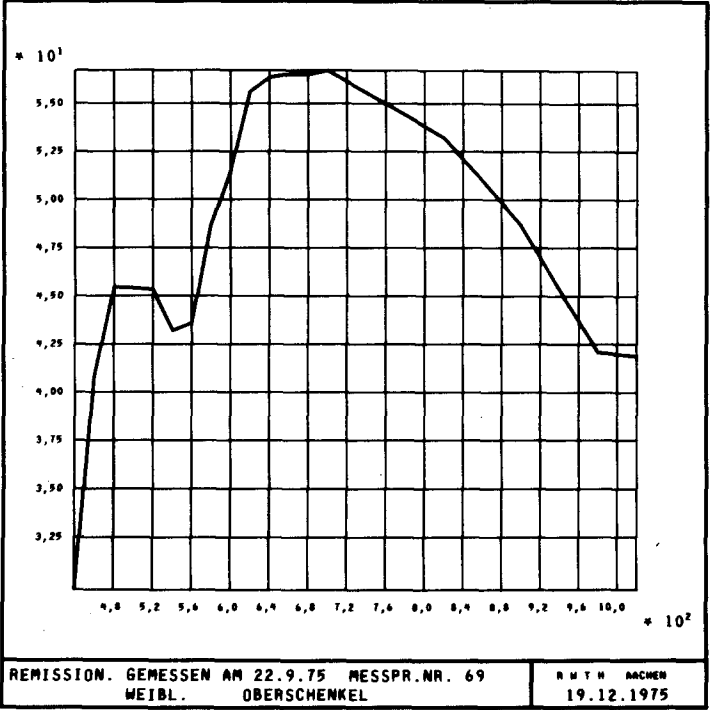


a

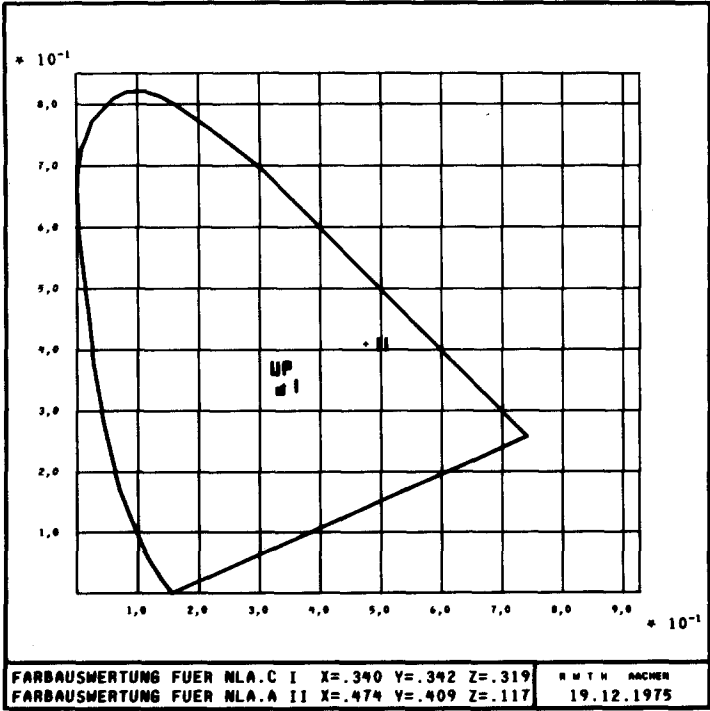


b

Abb. 4. Hautregion – Oberarm: a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung

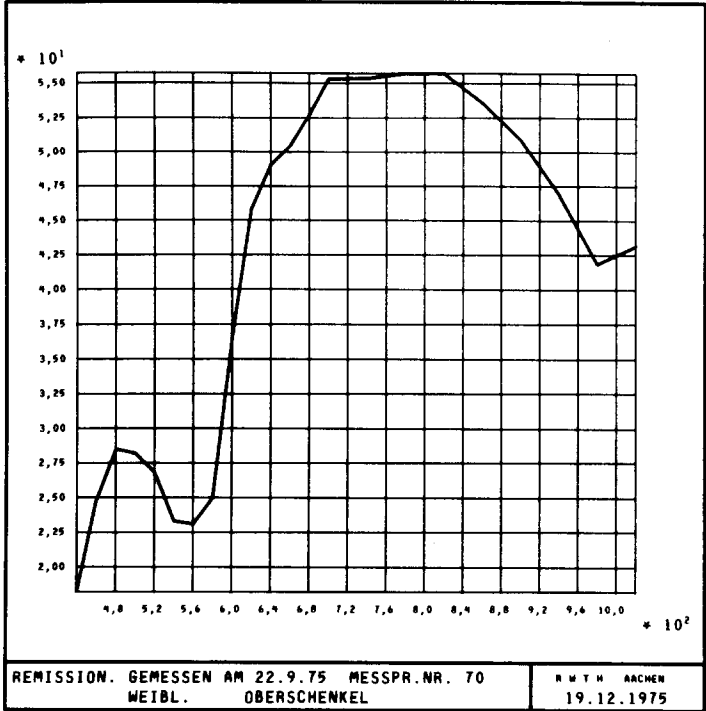


a

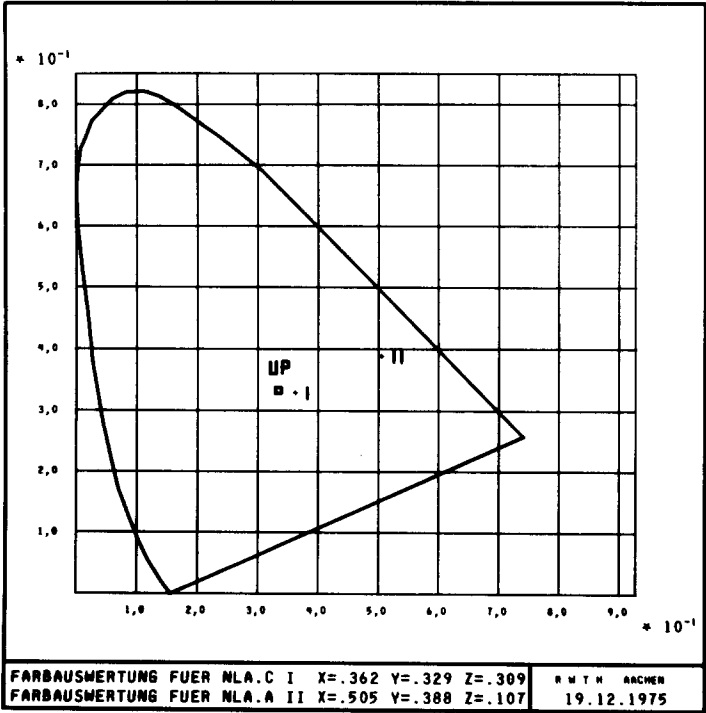


b

Abb. 5. Hautregion – Oberschenkel (ohne Hämatom): a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung

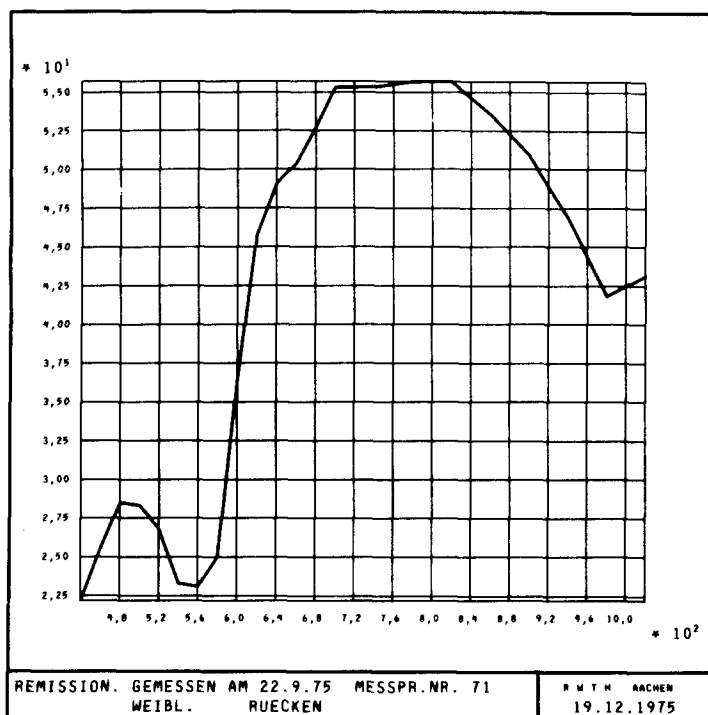


a

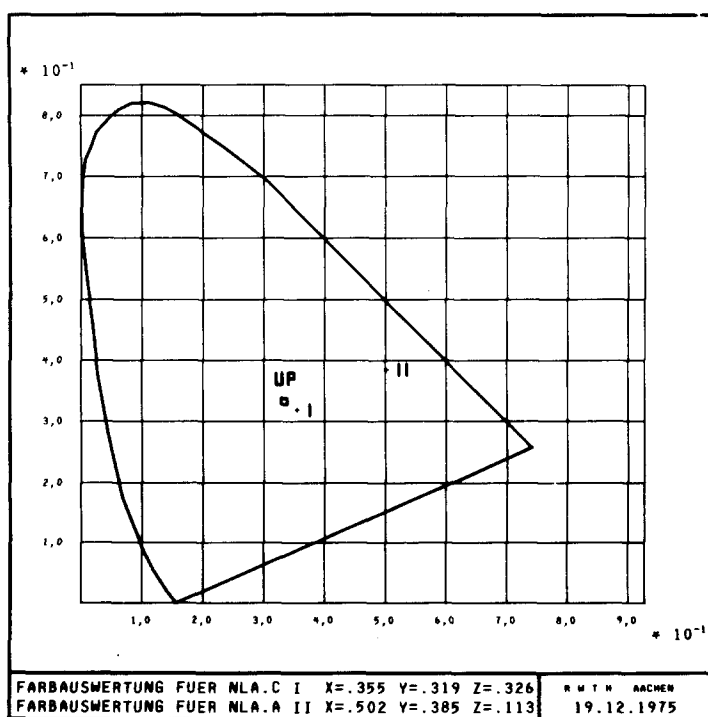


b

Abb. 6. Hautregion – Oberschenkel (mit Hämatom): a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung

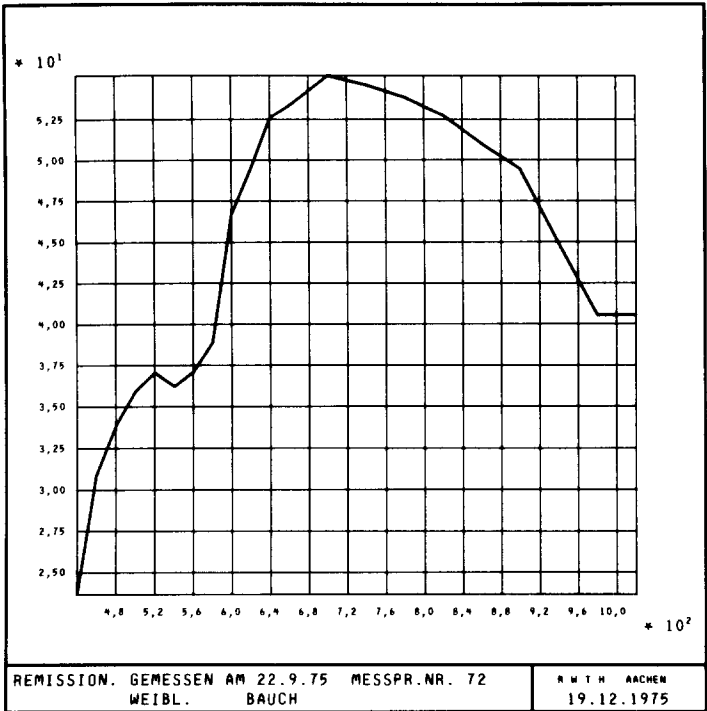


a

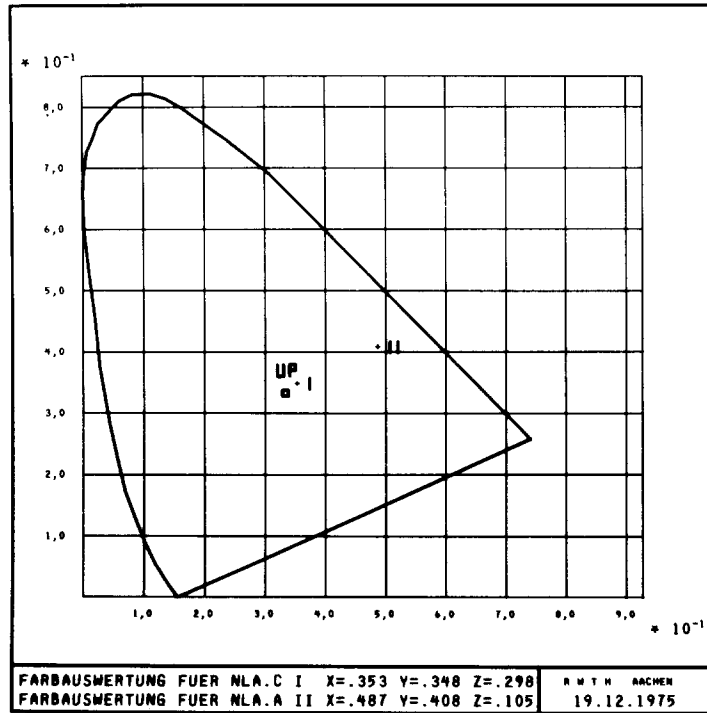


b

Abt 7. Hautregion – Rücken: a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung

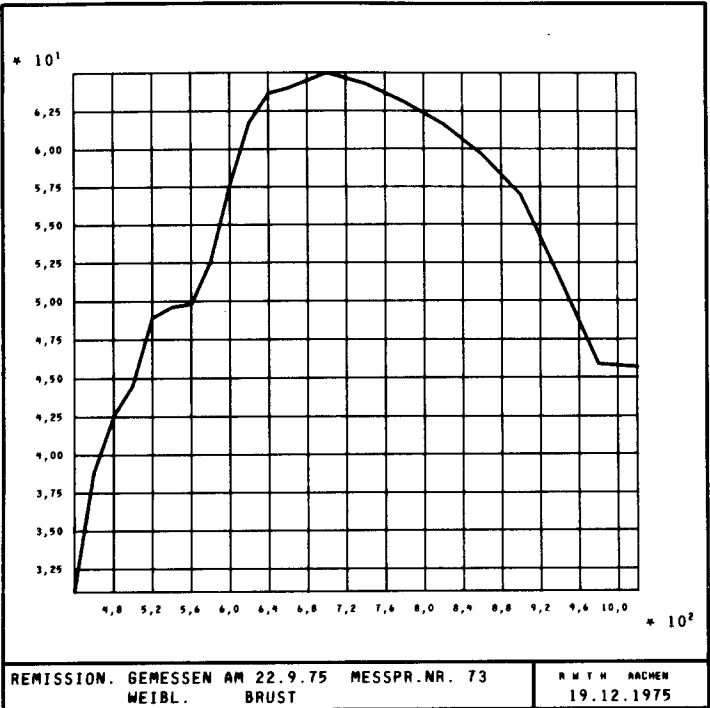


a

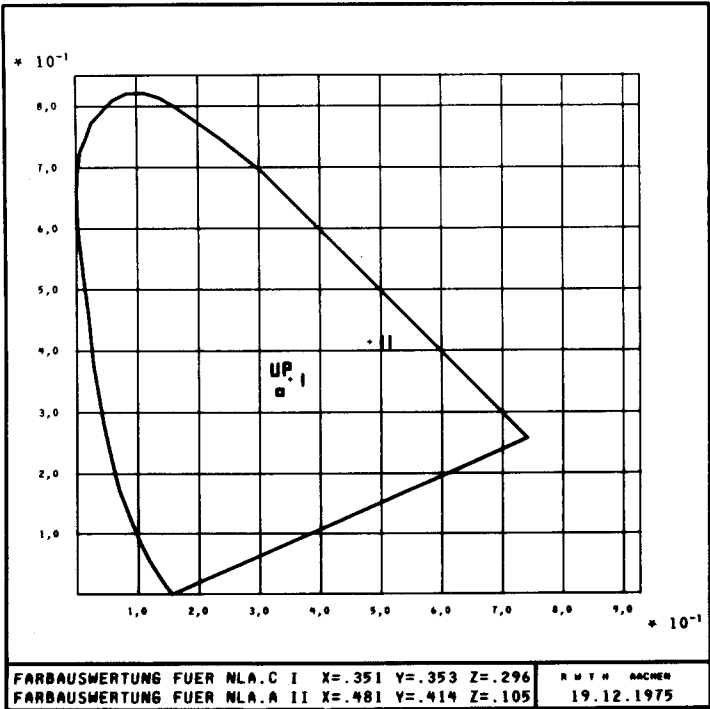


b

Abb. 8. Hautregion – Bauch: a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung



a



b

Abb. 9. Hautregion – Brust: a) Remissionsverlauf b) Farbauswertung

die signifikanten Änderungen besonders im sichtbaren Bereich deutlich. Von  $\lambda = 680 \text{ nm}$  an sind die beiden Verläufe in Form und Größe beinahe identisch. Aus den verschiedenen Formen der Remissionsverläufe in Abb. 5a und Abb. 6a resultieren auch verschiedene Ergebnisse der Farbauswertung, die in Abb. 5b und Abb. 6b feststellbar sind. Abb. 7a und b repräsentieren die Meßergebnisse der spektralen Remissionsanalyse für die Hautregion Rücken. Die stark ausgeprägten Remissionsminima (23 % bei  $\lambda = 540\text{--}570 \text{ nm}$ ) sind für diese im Bereich der Hypostase liegenden Körperregion charakteristisch.

In Abb. 8a und b ist der von der Haut am Bauch gemessene spektrale Verlauf der Remissionsfaktoren und die dazugehörige Farbauswertung angegeben.

Die Abb. 9a und b gelten für die Hautregion Brust. Die spektralen Remissionswerte sind bei allen Wellenlängen die größten von allen in diesem Aufsatz vorgestellten Messungen:  $\beta_p = 31 \text{ %}$  bei  $\lambda = 440 \text{ nm}$ ,  $\beta_p = 65 \text{ %}$  bei  $\lambda = 700 \text{ nm}$  und  $\beta_p = 46 \text{ %}$  bei  $\lambda = 1020 \text{ nm}$ . In Abb. 9a ist auch die kleine Ausprägung der Absorptionsbande von Oxy-Hb sichtbar.

Die Abbildungen 4a, b bis 9a, b sind auf dem photographischen Wege vom Mikrofilm gewonnen worden. Wie schon erwähnt wurde, ist der Mikrofilm direkt vom Computer erstellt worden. Auf einem Mikrofilm der Größe  $9 \times 10 \text{ cm}$  können bis 42 Meßprotokolle untergebracht werden.

Diese Art der Berechnung und Darstellung der Ergebnisse für die spektralen remissions- bzw. transmissionsanalytischen Untersuchungen erscheint uns wegen ihrer Übersichtlichkeit, optimaler Aufbewahrung und Automatisierung der Herstellung für medizinische Anwendung vorteilhaft zu sein.

Der Verfasser dankt Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Döring, Direktor des Instituts für Hochfrequenztechnik der RWTH Aachen, und Herrn Prof. Dr. med. H. Schweitzer, Direktor der Abteilung für Gerichtsmedizin der RWTH Aachen, für das fördernde Interesse, das Sie dieser Arbeit entgegenbrachten. Sein Dank gilt ferner Herrn Prof. Dr.-Ing. A. Ziermann für die kritische Durchsicht des Manuskriptes. Die Auswertung der Messungen wurde am Rechenzentrum der RWTH Aachen durchgeführt.

## Literatur

1. Sheard, Ch., Brunstig, L.A.: Color of skin as analyzed by spectrophotometric methods. J. clin. Invest. 7, 559 (1929)
2. Bode, H.G.: Zur Analyse der menschlichen Hautfarbe. Strahlenther. 43, 565 (1932)
3. Jacquez, J.A., Kuppenheim, H.F.: Spectral reflectance of human skin in the region  $235\text{--}1000\text{ m}\mu$ . J. Appl. Physics 7, 522-528 (1955)
4. Tronnier, H.: Bestimmung der Hautfarbe unter besonderer Berücksichtigung der Erythem- und Pigmentmessung. Strahlenther. 121, 392 (1963)
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. Blazek, V.: Ein Verfahren zur optisch eindeutigen Beschreibung von menschlicher Haut. Wissenschaftliche Berichte, BMT Graz, 129-133 (1975)
8. Blazek, V.: Verhalten der menschlichen Haut gegenüber elektromagnetischer Strahlung im sichtbaren und nahen IR-Bereich. Z. Rechtsmedizin 77, 91-103 (1976)

9. Blazek, V.: Bewegliche photometrische Kugel. Dtsch. Patentanmeldung Nr. P 26 06 675.1
10. Jacquez, J.A., Kuppenheim, H.F.: Theory of the integrating sphere. J. Opt. Soc. Amer. **15**, 416 (1955)
11. Loof, H.: Farbmessung mit optisch-elektronischen Hilfsmitteln. Elektrische Ausrüstung **13**, 5 (1972)
12. Loof, H.: Untersuchungen über die Genauigkeit des Zeiss-Farbmeßgerätes DMC 25. Sonderdruck aus Tagungsbericht Internationale Farbtagung Color 60, Stockholm. Carl Zeiss Oberkochen/Württbg. 1969
13. DIN 5033, Farbmessung Bl. 2
14. DIN 5033, Farbmessung Bl. 7, Seite 3
15. Wyszecki, G., Stiles, S.: Color Science. New York: J. Wiley & Sons Inc. 1967
16. Hamstra, R.H., Wendland, P.: Noise and Frequency Response of Silicon Photodiode Operational Amplifier Combination. Applied Optics **7**, 1539-1547 (1972)

*Eingegangen am 17. März 1976*