

WÄRMEFLUSS-KALORIMETRIE AN DER MENSCHLICHEN HAUT

Hinrich Sick

*Abteilung Physiologische Chemie der RWTH, Aachen (B.R.D.)*

Joachim zur Mühlen und Volker Wienert

*Abteilung Dermatologie der RWTH, Aachen (B.R.D.)*

Abstract

A method for the measurement of the thermal conductivity of any material and especially of human skin is described. The main problems of the application of microprobes are discussed. The term  $F_{\text{eff}}$  (= effective area) for the description and calibration of a heat conductivity probe is introduced and experimentally analyzed. The application of the microprobe of the heat flux calorimeter to human skin is described and the response of the skin to different temperatures between skin temperature and  $47^{\circ}\text{C}$  is demonstrated.

EINLEITUNG

Die Wärmeflußmessung an der menschlichen Haut ist ein geeignetes Experiment zur Erfassung von Änderungen der Durchblutung. Dies ist mit großen Strömungskalorimetern an den Extremitäten (z.B. Unterarm und Hand [1]), aber auch mit kleinen, elektrisch geheizten Wärmeflußmessern auf relativ kleinen Hautflächen versucht worden [2,3,4,5,6].

Während große Strömungskalorimeter den Mittelwert des Wärmedurchgangs über große, ganz verschieden durchblutete Hautareale ermitteln, sind insbesondere die Mikromethoden (z.B. geheizte Thermoelemente [2,4,5,6] oder geheizte Thermostoren [3]) stark von örtlichen Schwankungen der Durchblutung und der Oberflächentemperatur abhängig. Diese Meßanordnungen sind deshalb stets mit einer Temperaturkompensation versehen.

Mangel aller Mikroverfahren ist die Tatsache, daß der Wärmefluß nicht näherungsweise als eindimensional aufgefaßt werden kann. Diese Schwierigkeit versuchte man, durch die Einführung einer Eichkonstanten zu umgehen, der die Annahme zugrunde liegt, daß der Quotient aus Schichtdicke und wirksamer Austrittsfläche

( $F_{\text{eff}}$ ) des Meßfühlers konstant ist. Unsere Untersuchungen zeigen, daß diese Annahme unzulässig ist.

#### METHODIK

Der Aufbau einer Schaltung gemäß Fig. 1 gestattet es, einen temperaturabhängigen Widerstand kontinuierlich und simultan sowohl als Heizer als auch als Fühler für Wärmeflußmessungen einzusetzen [7]. Der Heizfühler besteht aus einer Kupferdrahtspule (ca.  $30\ \Omega$  bei  $20^\circ\text{C}$ ), die auf einen Kupferkern gewickelt ist (s. Fig. 2). Der Widerstand dieses Heizfühlers wird mit der hierfür erforderlichen Heizleistung kontinuierlich auf  $10^{-5}$  stabilisiert. Das entspricht einer Temperaturkonstanz von  $T \pm 2 \cdot 10^{-3}\text{ K}$  bei  $40^\circ\text{C}$ . Die mechanisch vorgegebene Kontaktfläche des Kupferkerns (s. Fig. 2) zur Probe beträgt exakt  $1,00\text{ cm}^2$ . Die Heizleistung, die erforderlich ist, um den Kupferkern auf die Temperatur zu stabilisieren, die durch die Brückenschaltung vorgegeben ist, dient als Meßgröße. Der Kupferkern ist in Polyacryl eingegossen und wird zusätzlich durch einen Styropormantel gegen die Umgebung isoliert.

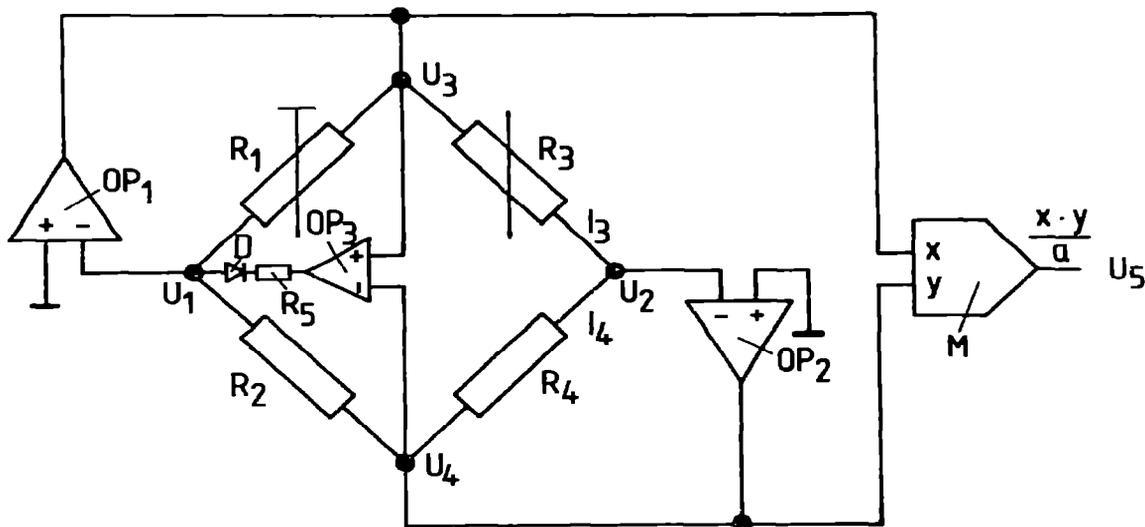


Fig. 1. Elektrisches Schaltbild des verwendeten Wärmefluß-Kalorimeters. Der Widerstand  $R_3$  hat einen positiven Temperaturkoeffizienten und dient gleichzeitig als Heizer und Fühler.  $OP_1$  -  $OP_3$ : Operationsverstärker;  $M$ : Multiplizierer. Die

Spannung  $U_5$  ist der Leistung, die zur exakten Temperierung von  $R_3$  erforderlich ist, direkt proportional.

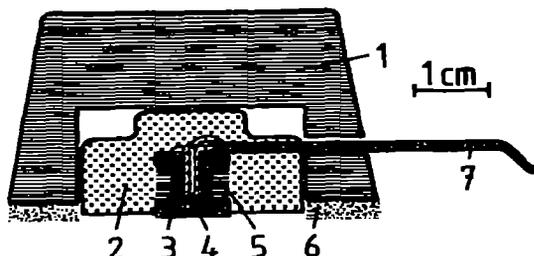


Fig. 2. Aufbau des Heizfühlers: 1, aufsteckbarer Isolationsmantel aus Styropor; 2, Gehäuse aus Plexiglas; 3, Kupferkern; 4, Thermistor; 5, Heizfühlerwicklung ( $\hat{=}$   $R_3$  Fig. 1); 6, flexible Schaumstoffdichtung; 7, elektrische Zuleitungen.

Die Wärmeleitfähigkeit eines beliebigen Stoffes wird durch folgende Beziehung beschrieben:

$$\lambda = \frac{\text{Wärmemenge} \cdot \text{durchströmter Weg}}{\text{Zeit} \cdot \text{Temperaturgefälle} \cdot \text{durchströmte Fläche}} = \frac{\Delta \dot{Q} \cdot s}{\Delta T \cdot F} \quad (1)$$

( $\dot{Q} = \frac{dQ}{dt}$  = Leistung in Watt;  $s$  = durchströmter Weg, Schichtdicke;

$F$  = durchströmte Fläche.) Der Quotient  $\frac{s}{F}$  wurde bei Messungen der Haut bisher als Konstante betrachtet [2 - 6].

Bei Kenntnis der Wärmeleitfähigkeit eines Materials läßt sich durch Messung des Wärmeflusses an Platten verschiedener Dicke die effektive durchströmte Fläche ( $F_{\text{eff}}$ ) in Abhängigkeit von der Schichtdicke  $s$  bestimmen:

$$F_{\text{eff}} = \frac{\Delta \dot{Q} \cdot s}{\Delta T \cdot \lambda} \quad (2)$$

Die Bestimmung von  $F_{\text{eff}}$  erfolgte für den beschriebenen Meßfühler mit Hilfe von Duranglasplatten von 0,19 bis 0,4 cm Schichtdicke durch Messung des Wärmeflusses bei jeweils wenigstens 11 verschiedenen Temperaturgradienten ( $\Delta T = 0.5 \text{ K}$  bis  $\Delta T = 17 \text{ K}$ )

zwischen 31 und 48° C ( $\lambda_{\text{Duran}} = 0,01163 \frac{\text{W}}{\text{cm} \cdot \text{grd}}$ ). Hierzu wurde der Meßkopf auf die jeweilige Glasplatte geklebt und die andere Seite der Glasplatte in ein stark umgewälztes Thermostatenbad eingetaucht.  $\frac{\Delta \dot{Q}}{\Delta T}$  war hierbei über den gesamten Temperaturbereich konstant; der Korrelationskoeffizient zwischen  $\dot{Q}$  und T betrug in allen Fällen  $r > 0,9999$ .

Aus diesen Messungen wurde die effektive durchströmte Fläche in Abhängigkeit von der Schichtdicke berechnet. Wie aus Fig. 3 zu ersehen ist, besteht zwischen  $F_{\text{eff}}$  und  $s$  keine direkte Proportionalität. Deshalb ist es falsch,  $\frac{s}{F}$  als konstant zu betrachten. Die Polynomial-Regressionsanalyse führt zu folgendem Zusammenhang zwischen  $F_{\text{eff}}$  und  $s$ :

$$F_{\text{eff}} = F_0 + K_1 s + K_2 s^2 \quad (3)$$

mit  $F_0 = 0,825 \text{ cm}^2$ ,  $K_1 = 2,35 \cdot 10^{-2} \text{ cm}$  und  $K_2 = 5,68$ .

$F_0$  ist die scheinbare Austrittsfläche des Wärmeflußfühlers bei einer Schichtdicke  $s \rightarrow 0$ .

Für kleinflächige Wärmeflußmesser ist deshalb Gleichung (1) folgendermaßen zu modifizieren:

$$\lambda = \frac{\Delta \dot{Q} \cdot s}{\Delta T \cdot F_{\text{eff}}} = \frac{\Delta \dot{Q} \cdot s}{\Delta T \cdot (F_0 + K_1 s + K_2 s^2)} \quad (4)$$

Bei Kenntnis der Apparatekonstanten  $F_0$ ,  $K_1$  und  $K_2$  läßt sich an homogenen Materialien definierter Schichtdicke und ausreichend großer Fläche die Wärmeleitfähigkeit mit guter Genauigkeit (<1%) bestimmen, sofern Einflüsse der Umgebungstemperatur klein genug gehalten werden können.

#### MESSUNGEN AN DER MENSCHLICHEN HAUT

##### a) Tote Haut

Unter Verwendung der mit Duranglas ermittelten Apparatekonstanten wurde die Wärmeleitfähigkeit toter Haut verschiedener Schichtdicke gemessen (Fig. 4). Hierbei wurde ebenso verfahren, wie bei der Messung an Glasplatten. Für Haut ohne Unterhautfettgewebe (ca. 1,4 mm dick) beträgt  $\lambda = 0,0074 \frac{\text{W}}{\text{cm} \cdot \text{grd}}$ .

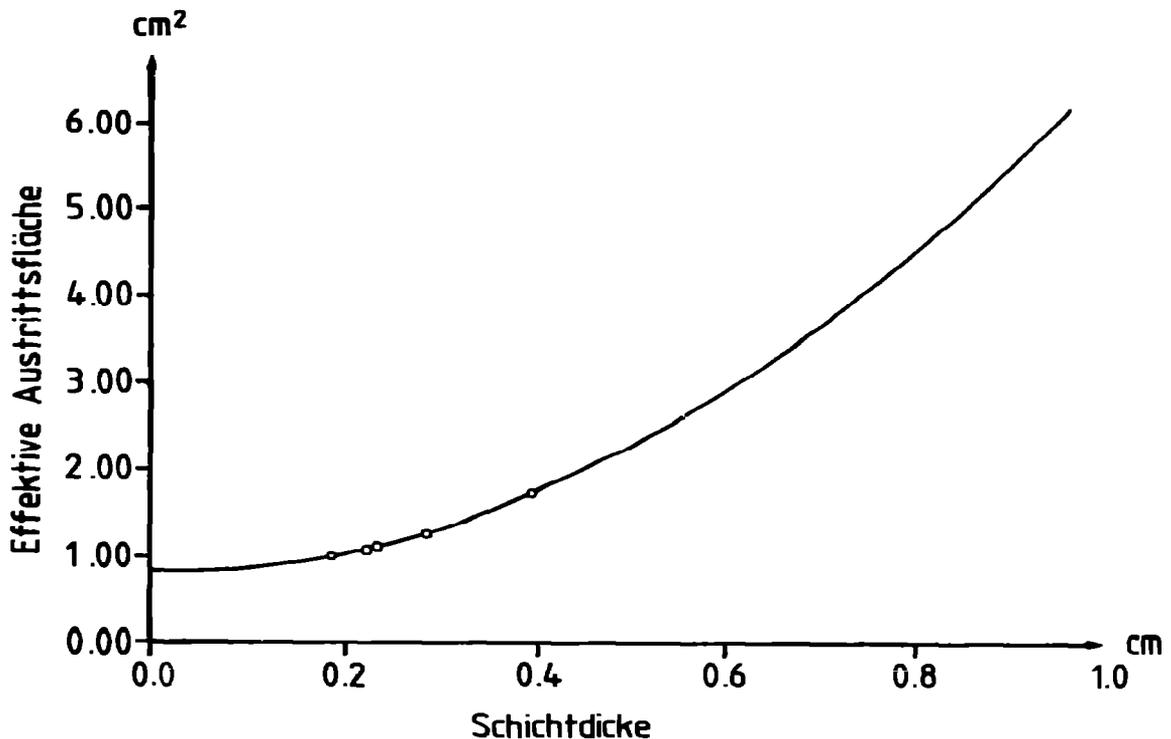


Fig. 3. Abhängigkeit der effektiven durchströmten Fläche (effektive Austrittsfläche) von der Schichtdicke s. O O O, Meßpunkte; —————, nach der Polynomialregression berechnete Kurve.

Für Haut mit Unterhautfettgewebe von insgesamt 8 mm Dicke wurde  $\lambda = 0,0052 \frac{W}{cm \cdot grd}$  bestimmt. Dieser Wert stimmt gut mit Ergebnissen überein, die für die nicht durchblutete Wange mit Hilfe eines relativ großflächigen Wärmeflußkalorimeters erreicht werden:  $\lambda = 0,0049 \frac{W}{cm \cdot grd}$  [8].

Mit Mikromethoden wurden für lebende, nicht durchblutete Haut Wärmeleitfähigkeiten bestimmt, die wesentlich niedriger liegen, als die Wärmeleitfähigkeit von toter Haut ( [2] :  $\lambda = 0,0028 \frac{W}{cm \cdot grd}$  ; [3] :  $\lambda = 0,00423 \frac{W}{cm \cdot grd}$  (Fingerbeere); [6] :  $\lambda = 0,00106 \frac{W}{cm \cdot grd}$  ).

Diese Werte entsprechen unserer Meinung nach nicht der tatsäch-

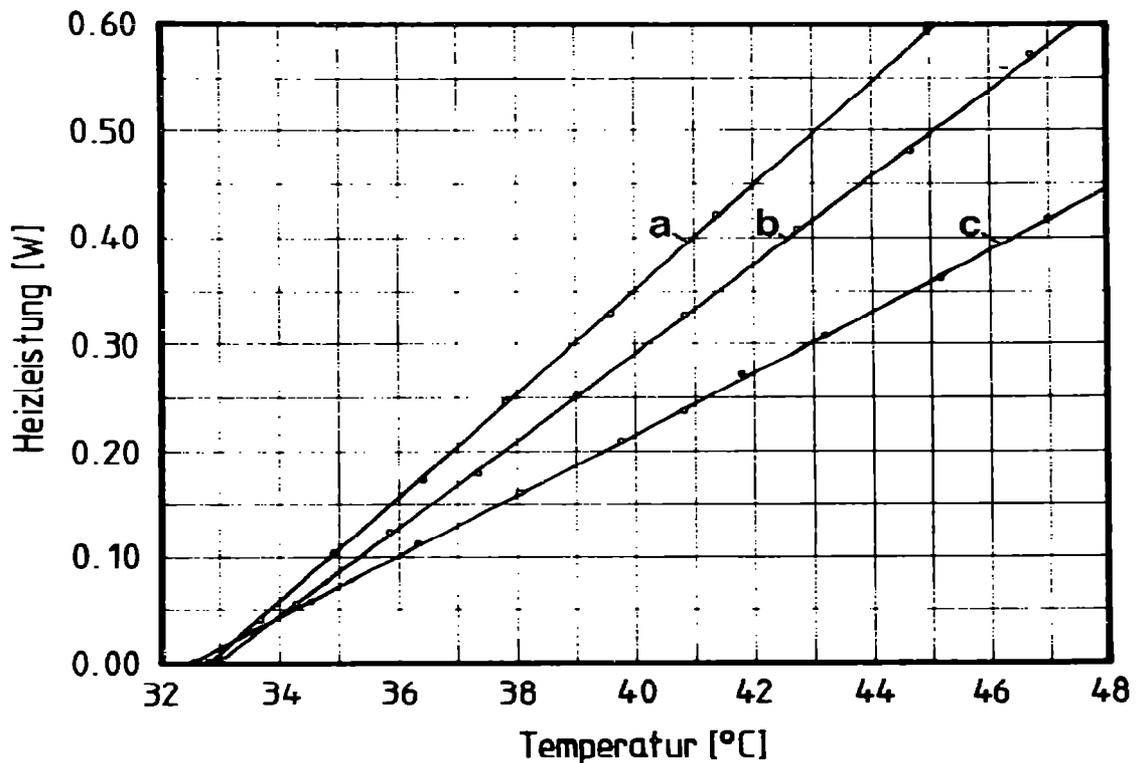


Fig. 4. Auftragung der Heizleistung des Kalorimeters über der Temperatur. a, tote Haut ohne Unterhautfettgewebe, ca. 1,4 mm dick; b, tote Haut, ca. 4,5 mm dick; c, tote Haut mit überwiegend Unterhautfettgewebe, ca. 8 mm dick.

lichen Wärmeleitfähigkeit, weil bei der Eichung der Meßfühler nicht berücksichtigt wurde, daß die effektive durchströmte Fläche ( $F_{\text{eff}}$ ) nicht linear mit der Schichtdicke des Materials verknüpft ist.

#### b) Lebende Haut

Für Messungen an lebender Haut wurde der Meßfühler (Fig. 2) mittels eines handelsüblichen EKG-Klebringes auf die fettfreie, möglichst unbehaarte Haut an eine ebene Stelle aufgeklebt. Diese Fixierung bewirkt einen guten Kontakt mit der Hautoberfläche, ohne die Messung durch Druck auf die Meßstelle zu beeinträchtigen. Außerdem wurden die Meßstellen so gewählt, daß sich keine

großen Blutgefäße in deren unmittelbarer Nähe befanden.

Messungen an lebender Haut sind dadurch beeinträchtigt, daß eine genaue Schichtdicke nicht bestimmt werden kann. Dennoch ist die Schichtdicke in dem Fall als konstant zu betrachten, in dem das Heizleistungs-Temperatur-Diagramm (Fig. 4 und Fig. 5) einen linearen Verlauf aufweist.

Der wesentlichste Befund, der an lebender, durchbluteter Haut gewonnen wurde, ist in Fig. 5, Kurve a dargestellt: Die Auftragung der Heizleistung über der Temperatur zwischen Hauttemperatur und  $47^{\circ}\text{C}$  führt zu einem charakteristischen Kurvenverlauf, der durch zwei lineare Bereiche gekennzeichnet ist, die durch stetigen Übergang miteinander verbunden sind. Der untere lineare Bereich erstreckt sich von der Hauttemperatur bis zu ca.  $40^{\circ}\text{C}$ .

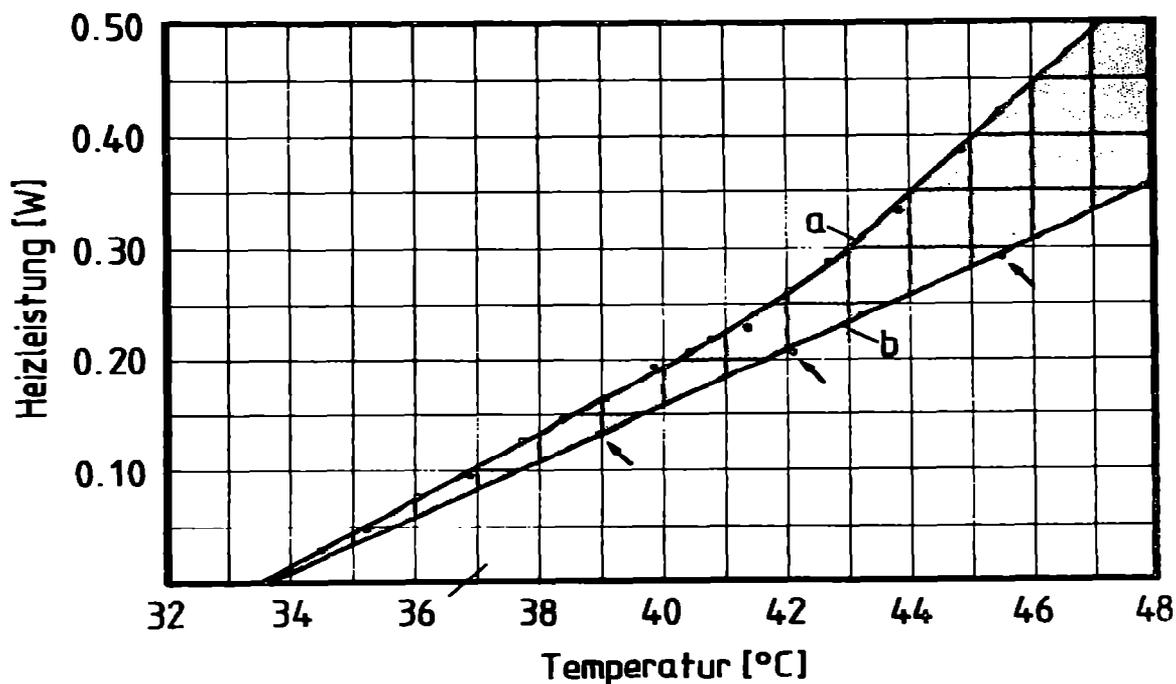


Fig. 5 Wärmeflußmessung an lebender Haut des Unterarmes. a, durchblutete Haut; b, Wärmeflußmessung während arterieller Drosselung.

In diesem Bereich wurde keine reaktive Hyperämie (= Weitstellung der Hautgefäße) durch Wärme beobachtet. Oberhalb  $42^{\circ}$  C beginnt der zweite lineare Bereich mit größerer Steigung ( $\hat{=}$  größerer Wärmeleitfähigkeit). Dieser Bereich ist durch Hyperämie gekennzeichnet; es liegt maximale Weitstellung der Gefäße vor. Die Charakteristik dieses Diagramms war bei allen gesunden Probanden gleich.

Arterielle Drosselung mittels einer Blutdruckmanschette führte im gesamten Bereich von einer Hauttemperatur bis hin zu mindestens  $46^{\circ}$  C zu einem linearen Zusammenhang zwischen Heizleistung und Temperatur (Fig. 5, Kurve b). Der schraffierte Bereich in Fig. 5 entspricht dem Wärmetransport, der aus der Durchblutung resultiert.

#### SCHLUSSBETRACHTUNG

Für die exakte Bestimmung der Wärmeleitfähigkeit eines Stoffes mit Mikromethoden muß neben den direkt zugänglichen Meßwerten  $\dot{Q}$ , T und der Schichtdicke die effektive durchströmte Fläche  $F_{\text{eff}}$  bestimmt werden.  $F_{\text{eff}}$  ist im Gegensatz zu der bisher geübten Meßpraxis keine lineare Funktion der Schichtdicke des Mediums. Dies muß nicht nur bei Messungen an Materialien verschiedener Schichtdicke, sondern insbesondere bei der Interpretation der Wärmeleitung der menschlichen Haut berücksichtigt werden [9]. Die morphologischen Strukturen und die physiologischen Reaktionen der Haut bedingen offenbar unterhalb  $40^{\circ}$  C und oberhalb  $42^{\circ}$  C eine jeweils konstante, jedoch verschiedene Schichtdicke.

#### LITERATUR

1. Aschoff, J. und Kaempffer, F. (1947) Pflügers Arch.ges. Physiol. 249, 112-124
2. Hensel, H. und Bender F. (1956) Pflügers Arch.ges. Physiol. 263, 603-614
3. Bienmüller, H. und Tschirdewahn, B. (1973) Folia Angiologica 21, 230-237
4. Van de Staak, W.J.B.M., Brakee, A.J.M. und de Rijke-Herweijer, H.E. (1968) J. Invest. Derm. 51, 149-154

5. Cohen, M.L. (1977) J.Invest.Derm.69,333-338
6. Holti, G. und Mitchell, K.W. (1978) Clin.exp.Derm. 3,181-198
7. Liebisch,S. und Sick, H. (1976) DBP Nr. 2511394
8. Thron, H.L. (1956) Pflügers Arch.ges.Physiol.263,127-144
9. zur Mühlen, J., Wienert, V. und Sick, H. (1979) in Vorbereitung.