

Wärmetherapie mit wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung

Grundlagen und Anwendungsmöglichkeiten

Herausgegeben von
Peter Vaupel und Winfried Krüger

Mit Beiträgen von

G. Becker, C. C. Cobarg, H. J. Feldmann, G. Hahn, G. Hellige,
A. Katalinic, D. K. Kelleher, W. Krüger, B. Leemann, H. v. Lieven,
S. Merle, B. Ryffel, J. Rzeznik, M. Saulnier, M. H. Seegenschmiedt,
E. Stofft, M. Stuschke, E. Sutter, U. Trostdorf, P. Vaupel, E. Walther,
W. Weyland, F. Zywietz

2., neubearbeitete und erweiterte Auflage

78 Abbildungen, 27 Tabellen



Hippokrates Verlag Stuttgart

Temperaturverteilung und Eindringtiefe wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung

G. Hellige, G. Becker, G. Hahn

Einleitung

Die Anwendung von Wärme ist ein seit langem bewährtes therapeutisches Konzept, das in Anbetracht der großen methodischen Fortschritte der Medizin zwar derzeit nicht im Zentrum des Interesses zu stehen scheint, aber dennoch breit - von der physikalischen Therapie bis hin zur adjuvanten Krebstherapie - zum Einsatz kommt (3, 8).

Die Wirkungen der Wärme sind vielfältig. Sie umfassen Stoffwechselsteigerungen, Erhöhungen der Durchblutung und sekundär Einflüsse auf die Organfunktionen bis hin zur Steigerung der Abwehrleistungen des Körpers. Ein Teil der Wirkungen ist direkt vermittelt, andere reflektorisch unter Reizung von Thermorezeptoren. In der Physiotherapie stellen die Stoffwechsel- und Durchblutungseffekte sowie die Tonusminderung der Skelettmuskulatur die wichtigsten therapeutisch genutzten Wirkkomponenten dar (8).

Ähnlich groß wie die Breite der Wirkungen ist auch das Spektrum der zur Verfügung stehenden Methoden, das von der Hydrotherapie über Ultraschallanwendungen bis zur Hochfrequenztherapie reicht. Ein einfaches und altes Verfahren ist die Infrarotbehandlung, die sich die Wärmestrahlung von Glühlampen zunutze macht, wobei im Sinne der Rotlichtanwendung der sichtbare Anteil des Lichtes durch ein Farbfilter weitgehend ausgeblendet wird. Neben diesen "Hellstrahlern", die bevorzugt kurzwellige, d.h. Infrarot-A-Strahlung erzeugen, gibt es auch "Dunkelstrahler", die fast nur langwellige Infrarot-B- und C-Strahlung freisetzen. Von Bedeutung hierbei ist, daß mit steigender Wellenlänge die Eindringtiefe herabgesetzt ist und die gesamte Energie von der Hautoberfläche aufgenommen wird. Die hohe thermische Belastung der Haut und ihrer Rezeptoren war ein Grund für Überlegungen zur Begrenzung der Infrarotstrahlung auf ihre kurzweligen Anteile. Der an sich einfache Ansatz besteht in der Verwendung von Hellstrahlern mit zusätzlichem Wasserfilter, wofür mit der Filterung des Sonnenlichts durch den Wasserdampf in der Atmosphäre bereits ein natürliches Vorbild existiert (7, 9). Eine leicht praktikable Version eines Infrarot-A-Strahlers steht jetzt durch Konstruktion einer geschlossenen Wasserküvette zur Verfügung (s. Beitrag von J. Rzeznik, S. 29ff.).

Aufgabe der eigenen Untersuchungen in diesem Feld war die Darstellung der Tiefenwirkung wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung bei transkutaner Bestrahlung intakten durchbluteten Gewebes. Erfäßt wurden sowohl die optische Eindringtiefe der Strahlung als auch die resultierenden Temperatureffekte in Form eines Tiefen-

profils. Zur Einordnung und Wertung der Befunde erfolgte ein Vergleich mit konventioneller Rotlichtbestrahlung ohne Wasserfilter und einer Anwendung der gefilterten Strahlung mit zusätzlicher Luftkühlung der Haut. In einer zweiten Untersuchungsreihe wurde parallel zum Temperaturtiefenprofil die Beeinflussung der Durchblutung in unterschiedlichen Gewebeschichten quantifiziert.

Physikalische und physiologische Vorbemerkungen

Die *Differenzierung der Infrarot-(IR)-Strahlung* in drei Bereiche ist historisch meßtechnisch begründet. IR-A umfaßt Wellenlängen von 760 bis 1.400 nm, IR-B von 1.400 bis 3.000 nm und IR-C von 3.000 - 10.000 nm. Die Strahlung folgt im wesentlichen den Gesetzen der Optik. Damit wird sie auch am biologischen Gewebe reflektiert bzw. gestreut und absorbiert.

Die *Absorption* erfolgt unter Anregung von H₂O-Molekülen, d.h. Erwärmung. Dieser Prozeß nimmt mit zunehmender Wellenlänge tendenziell zu, wobei charakteristische Absorptionsmaxima (-banden) nachweisbar sind. Dementsprechend verhält sich die Transmission reziprok, d.h. sie besitzt im kurzwelligen Bereich ihr Maximum (2). Zusammengefaßt ist für IR-A-Strahlung bei Anwendung am Gewebe eine relativ große Tiefenwirkung bei geringer thermischer Belastung der Grenzfläche zu erwarten, während die langwelligen Komponenten IR-B und IR-C eine starke Grenzflächenerwärmung bei geringem Tiefeneffekt bewirken (s. Beitrag von C.C. Cobarg, S. 19ff., Abb. 2).

Auch die *Reflexion* der Infrarotstrahlung am Gewebe ist wellenlängenabhängig. Sie fällt im IR-A-Bereich mit steigender Wellenlänge von etwa 80 auf etwa 10% und beträgt im IR-B- und IR-C-Bereich nur noch wenige Prozent (2). Aufgrund der ausgeprägten optischen Inhomogenität des Gewebes wird Infrarot-A-Strahlung stark gestreut, d.h. die von einem Punkt ausgehenden Lichtintensitäten sind in alle Raumrichtungen verteilt.

Bei *Erhöhung der Temperatur in einem Gewebeareal* des Körpers folgen Prozesse, die zum Teil rein physikalisch bedingt sind und auch am toten Gewebe oder einem Phantom zu beobachten sind. Darüber hinaus gibt es Vorgänge, die am lebenden Organismus als physiologische Temperaturreaktionen ablaufen und die Wirkung von Hyperthermiemaßnahmen beeinflussen (1).

Zu den *physikalischen Prozessen* gehört die Wärmeleitung, d.h. die Weitergabe Brownscher Molekularbewegung von Teilchen zu Teilchen. Sie verursacht einen Wärmeenergiefluß von Arealen höherer zu Arealen niedrigerer Temperatur. Daneben gibt ein aufgeheizter Körper Wärmeenergie in Form von Infrarotstrahlung an seine Umgebung ab. Thermisch bedingte Bewegungen des Umgebungsmediums, z.B. der Luft, führen Wärme durch Konvektion ab. Ein Feuchtigkeit enthaltender Körper wird durch Entzug von Verdunstungswärme abgekühlt.

Im intakten Gewebe eines höheren Organismus kommen weitere physiologische Reaktionen hinzu. Im Vordergrund steht die konvektive Funktion des Blutstromes, durch die ein Wärmetransport erreicht wird. Über den basalen Blutfluß hinaus kann durch Reizung von Thermorezeptoren eine reflektorische Beeinflussung (in der Regel eine Steigerung) des konvektiven Blutstromes vermittelt werden. Die Folge ist ein verstärkter Wärmeabtransport aus dem erwärmten Areal mit Verteilung auf den Gesamtorganismus und ggf. Abgabe an anderer Stelle. Allerdings kann durch reflektorisches Mitreagieren nicht thermisch gereizter Areale durch den verstärkten Zustrom körperkernwarmen Blutes in kältere Zonen der Körperschale auch ohne direkte Wärmezufuhr ein Temperaturanstieg verursacht werden (konsensuelle Reaktion). Als weiteren Weg der Reaktion auf Wärmezufuhr kann der Organismus über eine Erhöhung der Schweißsekretion den Entzug von Wärme durch Verdunstung steigern.

Die beschriebene Komplexität der physikalischen Wirkungen und physiologischen Reaktionen läßt die Effekte der Infrarotstrahlung auf den Organismus allein aus Phantommessungen und Modellrechnungen nicht sicher vorhersagen, so daß Untersuchungen am biologischen Objekt grundsätzlich zu fordern sind.

Eigene Untersuchungen

Das Ziel der Untersuchungen bestand darin, die aus den geschilderten theoretischen Gründen zu erwartenden Eigenschaften der wassergefilterten Infrarot-A-Strahlung am lebenden Organismus zu testen. Als Parameter wurden in einer ersten Versuchsreihe die optische Eindringtiefe der Strahlung und im Hinblick auf die Relevanz bei Anwendung am Patienten das Temperaturtiefenprofil gewählt. Als Bezug dienten ergänzende Messungen unter Einsatz einer nicht-wassergefilterten konventionellen Rotlichtbestrahlung sowie Messungen mit Wasserfilterung und zusätzlicher Hautkühlung durch einen Luftstrom. In Orientierung an praktische Anwendungen erfolgten die Messungen der Tiefenwirkungen der drei Verfahren bei vorgegebener gleicher thermischer Belastung der Haut.

Unter prinzipiell gleichen Versuchsbedingungen, allerdings ohne Messung der optischen Eindringtiefe und ohne Anwendung zusätzlicher Hautkühlung, untersuchten wir in der zweiten experimentellen Serie schwerpunktmäßig die Tiefenwirkung der beiden Bestrahlungsmodalitäten hinsichtlich der Beeinflussung der Gewebedurchblutung.

Infrarotstrahler und Meßgeräte. Verwendet wurde ein Prototyp des Infrarot-A-Strahlers hydrosun® 500 (hydrosun Medizintechnik, Müllheim). Zur Bestrahlung ohne Wasserfilter wurde die Wasserküvette entfernt und durch ein Rotfilter gleicher Charakteristik ersetzt. Die Strahler waren höhenverstellbar montiert. Die Luftkühlung der Haut wurde in dem betreffenden Kollektiv additiv zur Wasserfilterung durch einen großflächigen Luftstrom von 50 l/min erreicht.

Zur Temperaturmessung dienten Miniaturthermistoren, die in Oberflächensonden bzw. Nadeleinstichsonden integriert waren, in Verbindung mit zugehörigen Temperaturmeßbrücken. Die Temperatur-Zeit-Verläufe wurden kontinuierlich auf einem Kompensationsschreiber registriert.

Messungen der Lichtintensität erfolgten über Quarz-Quarzlichtleiter mit Außendurchmessern von 0,8 mm, die in Einstichsonden geführt wurden. Als IR-A-sensitive Detektoren fanden 2 Meßköpfe mit Spektralbereichen von 400 - 1.100 nm (Maximum 900 nm) und 1.300 - 1.500 nm in Verbindung mit dem zugehörigen Optometer 370 (VDT-Instruments, Orlando, FL) Anwendung. Zur Bestimmung der von den Strahlern abgegebenen Leistung wurde ein Digital Power and Energy Indicator (Model 36-5002, Scientech, Boulder, CO) eingesetzt.

Zur quantitativen Bestimmung der Gewebedurchblutung wurde die Farbmikrosphärentechnik eingesetzt (6). Sie beruht auf der durchblutungsabhängigen Verteilung der Mikrosphären nach Injektion im Bereich des linken Herzens und der Möglichkeit, die kapillär „ausgefilterten“ Farbkügelchen spektralphotometrisch in Gewebeproben nachweisen zu können. Bei Verwendung von 5 Farben sind Durchblutungsmessungen in 5 Zuständen innerhalb eines Experiments möglich. Um eine quantitative Aussage treffen zu können, werden die Meßwerte auf ein sogenanntes Kunstorgan mit definierter Blutaufnahme oder ein biologisches Organ mit bekannter Durchblutung bezogen.

Experimentelles Vorgehen. Die Messungen erfolgten im Rahmen von genehmigten Tierexperimenten an Schafen und Schweinen mit Körpergewichten von 50 - 90 kg in tiefer Narkose. Hyperthermiert wurden enthaarte Regionen der Oberschenkelinnenseite. Die Einstrahlrichtung der Strahler wich um 5° von der Senkrechten zur einen Seite ab, die Einstichrichtung der Meßsonden um denselben Betrag zur anderen Seite, so daß ein Gesamtwinkel von 10° gegeben war. Über eine Stativhalterung und einen Nonius-Feintrieb waren reproduzierbare Plazierungen der Meßsondenspitzen gewährleistet und simultane Messungen der Temperatur und Lichtintensität in unterschiedlichen Tiefen möglich. Im Bestrahlungszentrum war ein Temperaturhautfühler angebracht. Die beschriebene Versuchsanordnung ist schematisch in *Abbildung 1* dargestellt.

Das experimentelle Protokoll beinhaltete in der *Versuchsreihe 1* nach einer Stabilisierungsphase zunächst Messungen der Haut- und der Gewebetemperatur in den Tiefen von 0, 0,5, 1, 2, 3, 5 und 7 cm. Nach dem Start der Bestrahlung wurde durch Variation des Strahlerabstandes zur Körperoberfläche eine Hauttemperatur von 42°C eingestellt. Während der Bestrahlung wurden die Hauttemperatur sowie die Gewebetemperatur und die Lichtintensität in 2 cm Tiefe kontinuierlich registriert. Vor Ende der 30-minütigen Bestrahlung erfolgte wie unter den Ausgangsbedingungen die Erfassung des Tiefenprofils der Temperatur und der Lichtintensität in den o.g. Schritten. Die Nachbeobachtungsphase betrug weitere 30 min. Erneute Anwendungen folgten frühestens nach einer Stunde und nach Normalisierung aller Parameter.

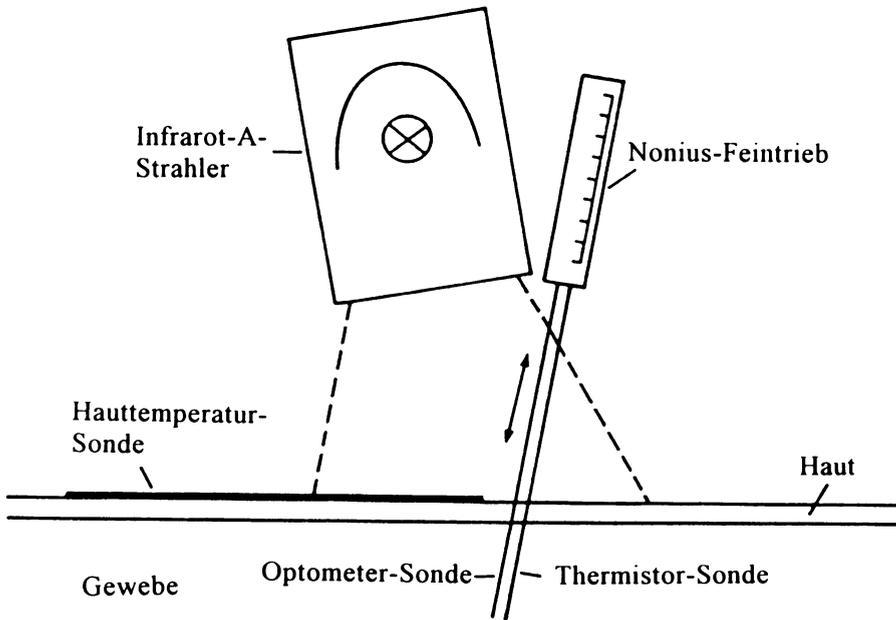


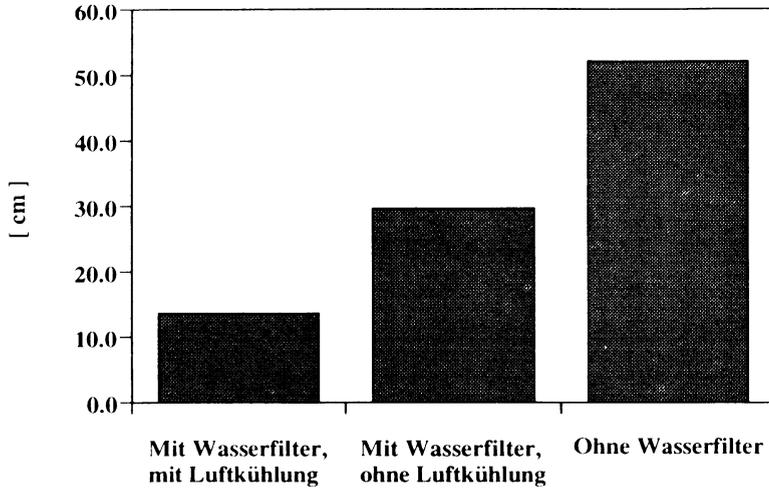
Abb. 1: Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Erfassung der Hauttemperatur über eine Oberflächenthermistorsonde sowie der Tiefenprofile der Temperatur und Streulichtintensität über feintriebgesteuerte Einstichsonden bei Einwirkung von transkutaner Infrarotbestrahlung am intakten Organismus

In der *Versuchsserie II* wurden ohne Einsatz der optischen Lichtintensitätsmessung bei sonst gleichem Vorgehen jeweils vor und am Ende der 30-minütigen Bestrahlungsperiode Farbmikrosphären zur Messung der Durchblutung in den unterschiedlichen Gewebetiefen injiziert. Nach Beendigung des Gesamtexperimentes erfolgte die Entnahme der Gewebeproben zur Quantifizierung der Mikrosphärenkonzentration.

Ergebnisse

Versuchsserie I. Das Gesamtkollektiv zur Messung der optischen Eindringtiefe und des Temperaturtiefenprofils umfaßt 18 Versuche mit vollständiger Dokumentation aller genannten Meßparameter: 6 Messungen unter Einsatz einer wasserfiltrierten Strahlung, 6 Messungen mit zusätzlicher Luftkühlung und 6 Messungen mit konventioneller Rotlichtanwendung ohne Wasserfilter.

Strahlerabstand - Mittelwerte



Hauttemperatur - Mittelwerte

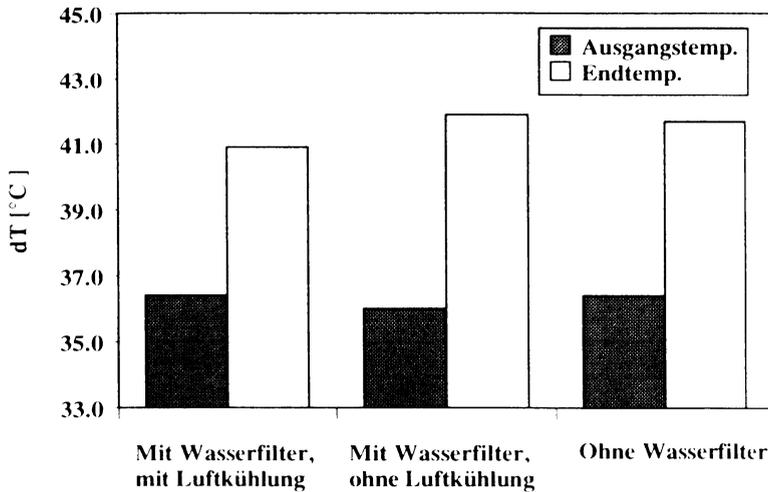


Abb. 2: Graphische Darstellung der in den drei Bestrahlungskollektiven ermittelten Anfangs- und Endtemperaturen der Haut (unten) sowie der zur Einstellung einer Hauttemperatur von 42°C erforderlichen Bestrahlungsabstände (oben). Mittelwerte aus jeweils 6 Anwendungen

In allen Fällen konnte innerhalb von 15 min eine stabile Hauttemperatur im Sollbereich von 42°C eingestellt werden. Der Temperatur-Zeit-Verlauf in 2 cm Gewebetiefe zeigte in der Regel einen protrahierten Anstieg bis gegen Ende der Anwendung, gelegentlich auch kurzzeitig darüber hinaus.

Wie die *Abbildung 2* erkennen läßt, liegen in den drei Kollektiven vergleichbare Anfangs- und Endtemperaturen der Haut von ca. 36°C bzw. 41-42°C vor. Die zugehörigen Bestrahlungsabstände differierten jedoch erheblich. Ohne Wasserfiltration mußte im Mittel ein Abstand von 52 cm eingestellt werden, um 42°C nicht zu überschreiten, mit Wasserfiltration lag die Distanz im Mittel bei 29,6 cm, während unter zusätzlicher Luftkühlung eine Annäherung bis auf im Mittel 13,6 cm möglich war.

Die resultierenden Gewebetemperaturen sind als Mittelwerte in *Abbildung 3* aufgetragen. Gegenüber dem typischen Temperaturprofil unter Ausgangsbedingungen mit Gefälle von innen nach außen ergaben sich nach 30-minütiger Bestrahlung Gradienten von der Haut in das Gewebe. Dabei ist eine eindeutige Schichtung in Abhängigkeit vom Bestrahlungsmodus und dem daraus resultierenden Abstand des Strahlers erkennbar. Auffällig ist, daß der transkutane Temperaturgradient (0-0,5 cm Tiefe) ohne Wasserfiltration mehr als 3°C beträgt und durch das Wasserfilter auf etwa 1,5°C reduziert wird. Bei konvektiver Luftkühlung lagen die Temperaturmaxima nicht in der Haut sondern etwa in 1-2 cm Gewebetiefe. Die aus den Primärdaten berechneten Temperaturanstiege sind als Differenz zwischen Anfangs- und Endtemperatur in halblogarithmischer Darstellung in *Abbildung 4* wiedergegeben. Erkennbar ist eine Schichtung entsprechend der in *Abbildung 3* enthaltenden Absoluttemperaturen, wobei der erreichte Temperatureffekt mit zunehmender Tiefe abnimmt.

Die Ergebnisse der parallel durchgeführten Messungen der lokalen Streulichtintensitäten sind in der *Abbildung 5* enthalten. In der semilogarithmischen Darstellung findet man eine lineare Intensitätsabnahme mit zunehmender Tiefe des Meßortes, die konstante Absorptionseigenschaften des durchlaufenden Gewebes nahelegt. Vergleichende Messungen mit beiden Meßköpfen zeigen parallele Tiefenprofile, d.h. für beide Wellenlängenbereiche identische Absorptionseigenschaften.

Versuchsserie II. Die Beeinflussung der Durchblutung in unterschiedlichen Gewebetiefen wurde an insgesamt 5 Versuchstieren durch konventionelle Rotlichtbestrahlung ohne Wasserküvette und durch IR-A-Bestrahlung in randomisierter Reihenfolge jeweils intraindividuell verglichen. Die Temperaturtiefenprofile entsprachen den in Versuchsserie I erhobenen Befunden, so daß hier auf eine Wiedergabe der Versuchsergebnisse verzichtet werden kann. Hinsichtlich der Beeinflussung der Gewebedurchblutung ergaben sich für die beiden Strahlersysteme deutlich unterschiedliche Veränderungen, wie der zusammenfassenden Darstellung der Ergebnisse in *Abbildung 6* zu entnehmen ist. Ausgehend von den im oberen Teil der Abbildung dargestellten absoluten Ausgangswerten der Durchblutung sahen wir, wie im unteren Teil der Grafik wiedergegeben wird, bei Einsatz des IR-A-

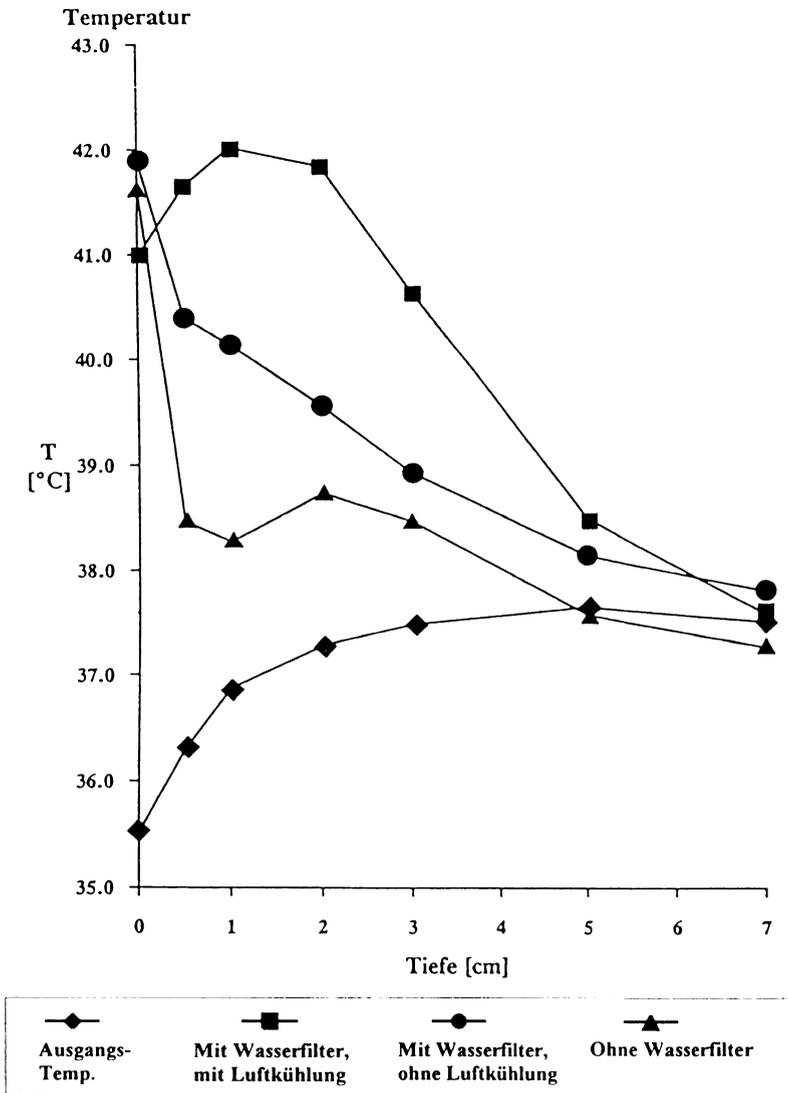


Abb. 3: Temperatur-Tiefenprofile unter Ausgangsbedingungen, sowie nach 30-minütiger Infrarotbestrahlung ohne Wasserfilterung, mit Wasserfilterung sowie Wasserfilterung mit zusätzlicher Luftkühlung. Einstichsondenmeßwerte als Mittelwerte aus jeweils 6 Anwendungen

Temperaturanstieg

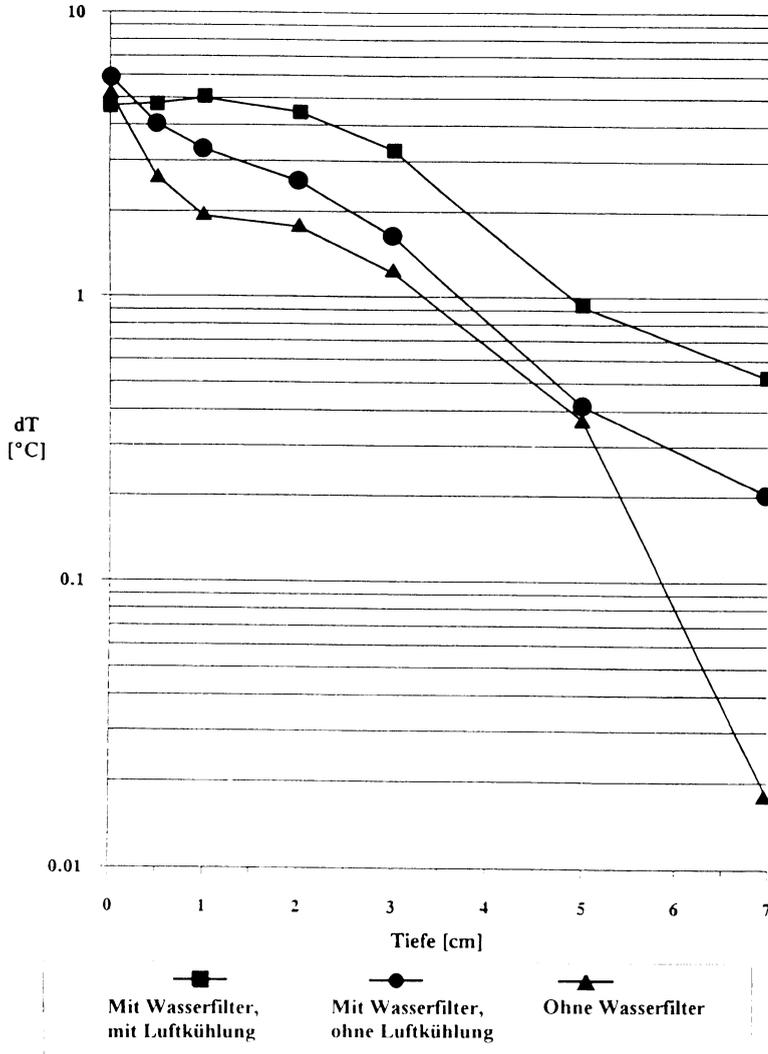


Abb. 4: Tiefenprofile des Temperaturanstiegs in den drei Bestrahlungskollektiven als Differenz der in *Abbildung 3* enthaltenen Absoluttemperaturen

Strahlers über den gesamten Meßbereich von 1 bis 7 cm Tiefe eine Erhöhung der Durchblutung. Im Teilkollektiv mit konventioneller Rotlichtbestrahlung war dagegen nur in der geringsten Gewebetiefe (1 cm) eine mäßige Durchblutungserhöhung

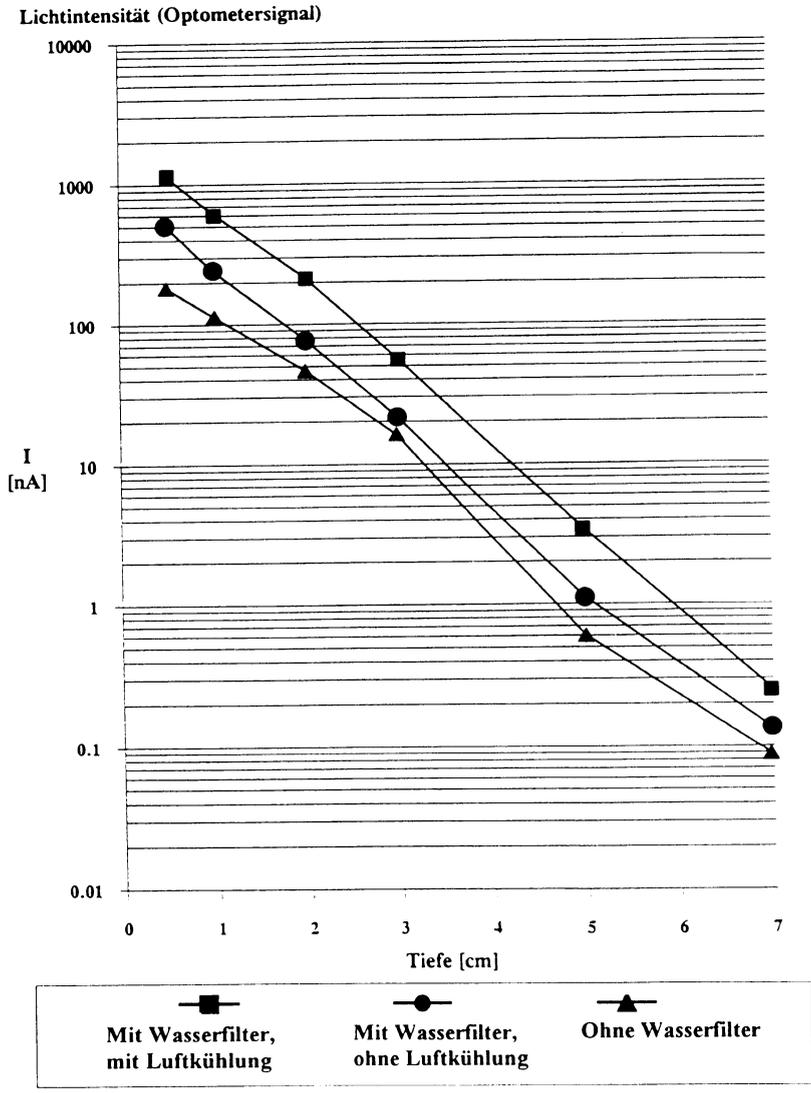


Abb. 5: Lichtintensitäts-Tiefenprofile unter den drei genannten Bestrahlungsmodalitäten. Mittelwerte aus Mikrolichtleitermessungen mit einem IR-A-sensitiven Detektor bei jeweils 6 Anwendungen in Parallelmessung zu den in *Abbildung 3* und *4* wiedergegebenen Temperaturregistrierungen

nachweisbar, während in den tieferen Gewebeschichten eine Reduktion um etwa 30%, bezogen auf den Ausgangswert, nachgewiesen werden konnte.

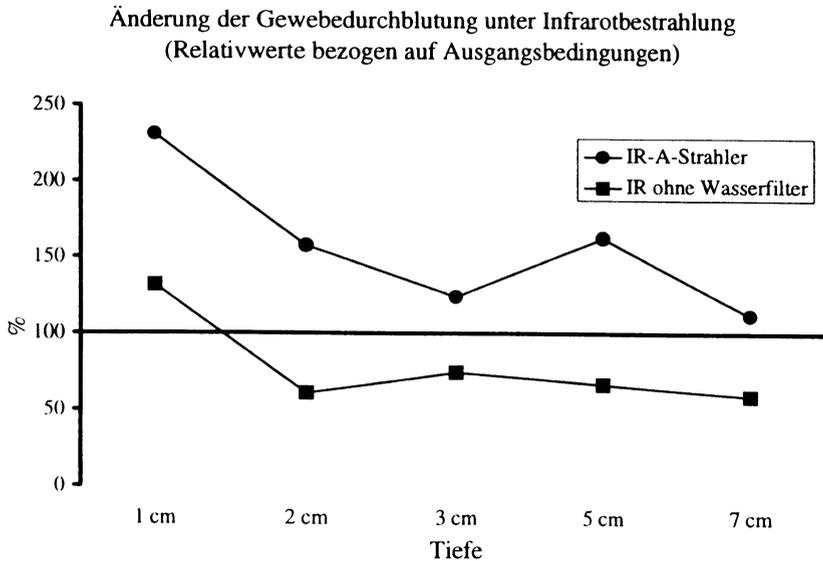
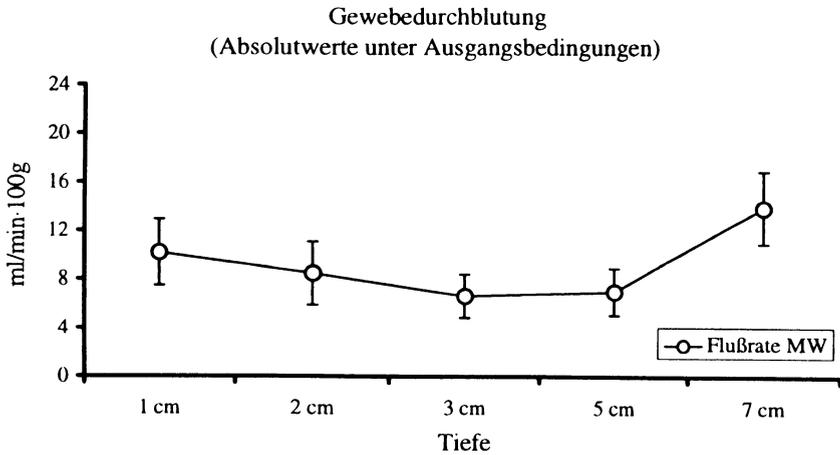


Abb. 6: Absolutwerte der Gewebedurchblutung unter Ausgangsbedingungen (oben) und relative Änderungen unter Infrarotbestrahlung (unten) im Tiefenbereich von 1 - 7 cm. Wiedergegeben sind der Mittelwert mit Standardabweichung von jeweils 10 Ausgangswerten sowie die Mittelwerte der Relativänderungen aus je 5 Messungen nach 30-minütiger Bestrahlungsdauer. Alle Daten wurden mit der Farbmikrosphärentechnik ermittelt. Einzelheiten siehe Text

Diskussion

Die vorgestellten Untersuchungen bezweckten, in einem klinisch relevanten Modell die Tiefeneffekte der beschriebenen unterschiedlichen Infrarotanwendungsformen zu prüfen. Dafür wurden über die begrenzten Aussagemöglichkeiten von Meßphantomen und totem Gewebe hinaus detaillierte Messungen am lebenden Großtierorganismus für notwendig erachtet, um eine klinisch relevante Information zur Tiefenwirkung zu erreichen. Entsprechende Untersuchungen, insbesondere mit paralleler Erfassung von Temperaturprofilen und Eindringtiefen der Strahlung, wurden bislang nicht publiziert. Gleiches gilt für die Beeinflussung der Gewebedurchblutung.

Das gewählte Protokoll mit Variation des Strahlerabstandes zur Einstellung einer definierten Hauttemperatur ist ohne zusätzlichen regeltechnischen Aufwand gut praktikabel und aussagefähig. Der mit 42°C gewählte Temperatursollwert der Haut wird auch bei Langzeiteinwirkung vom Gewebe ohne Schädigung toleriert und liegt unter der Schmerzauslösungsgrenze (5).

Die gewonnenen Meßdaten zeigen, daß bei dem gewählten Kriterium einer Solltemperatur von 42°C bei allen Bestrahlungsformen die Haut relativ rasch in einen Temperaturngleichgewichtszustand kommt. Dies bedeutet, daß sich Wärmezufuhr und -abgabe angleichen, wobei der entscheidende Mechanismus sicherlich in der am Hauterythem erkennbaren Mehrdurchblutung und damit in einem konvektiven Wärmeabtransport zu suchen ist.

In den tieferen Schichten findet sich im Vergleich zur Haut ein verzögerter, langsamer Anstieg, der auch am Bestrahlungsende nach 30 min keinen stationären Zustand erreicht und sich zum Teil auch nach Abschalten des Strahlers für wenige Minuten fortsetzt. Daneben findet sich mit zunehmender Gewebetiefe im direkten Vergleich der optischen und thermischen Intensitäten eine charakteristische Schere, die in der *Abbildung 7*, bezogen auf die subkutanen Effekte, nachweisbar ist: Während die Lichtintensität bis 7 cm Tiefe um mehr als drei Dekaden, d.h. auf weniger als 0.1% abfällt, nimmt die thermische Wirkung nur über 1,5 Dekaden, d.h. auf etwa 5% ab. Diese Diskrepanz könnte in Verbindung mit der langsamen Tiefenerwärmung durch erhebliche Unterschiede im regionalen Blutfluß und damit im konvektiven Transport (6) erklärt werden. Zum Nachweis dieses Mechanismus wären jedoch neben den genauen Messungen der lokal applizierten Strahlung zusätzlich auch Bestimmungen der regionalen Durchblutungswerte erforderlich. Wahrscheinlich trägt zu dem beschriebenen Sachverhalt auch ein konduktiver Wärmefluß, d.h. eine Wärmeleitung aus den "heißen" Oberflächenarealen in tiefere und kältere Gewebeschichten mit bei.

Der Vergleich der drei untersuchten Bestrahlungsformen - Bestrahlung mit Wasserfilter, Bestrahlung mit zusätzlicher Luftkühlung und Bestrahlung ohne Wasserfilter - ist am einfachsten durch die ermittelten Abstandsunterschiede zu charakterisieren. Mit Variation der Bestrahlungsdistanz ändert sich gleichzeitig, wie *Abbildung 8* zeigt, die Bestrahlungsdichte, d.h. die Leistung pro Flächeneinheit.

relative Tiefenwirkung

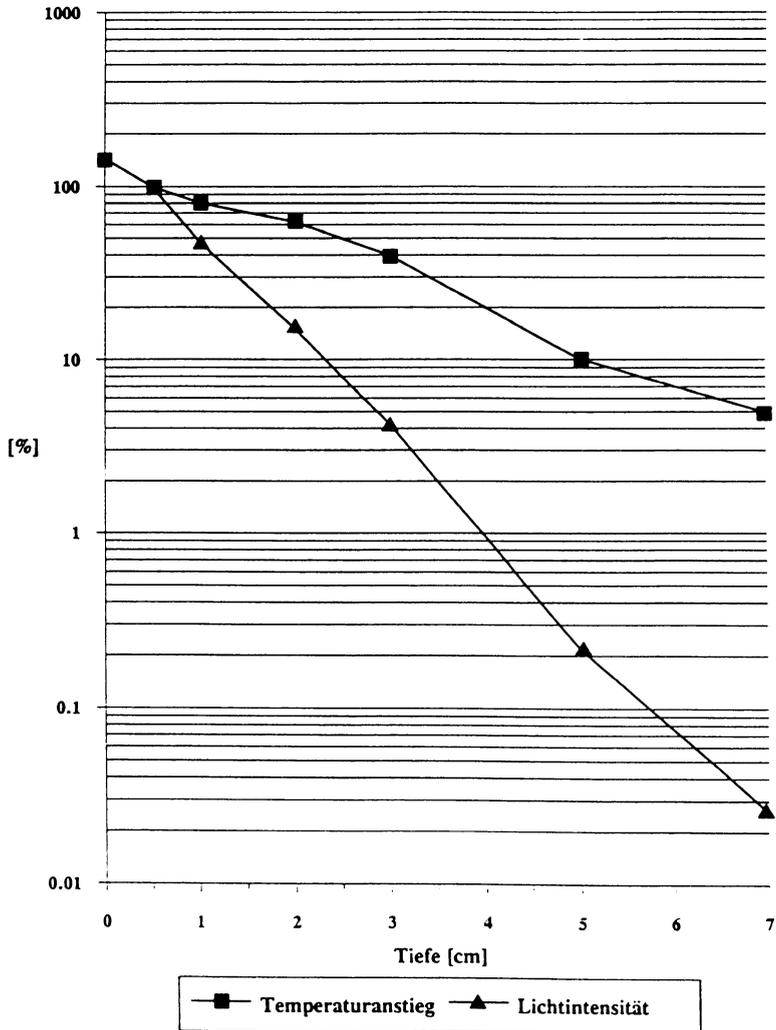


Abb. 7: Relative Darstellung der optischen und thermischen Tiefenwirkung einer 30-minütigen Infrarotbestrahlung mit Wasserfilterung. Bei Normierung aus den subkutanen Werten (Tiefe = 0,5 cm) ist eine Schere zwischen lokal einwirkender Strahlungsintensität und lokaler Temperatursteigerung erkennbar. Verrechnung der in den *Abbildungen 4* und *5* enthaltenen Daten

Strahlungsdichte
[mW/cm²]

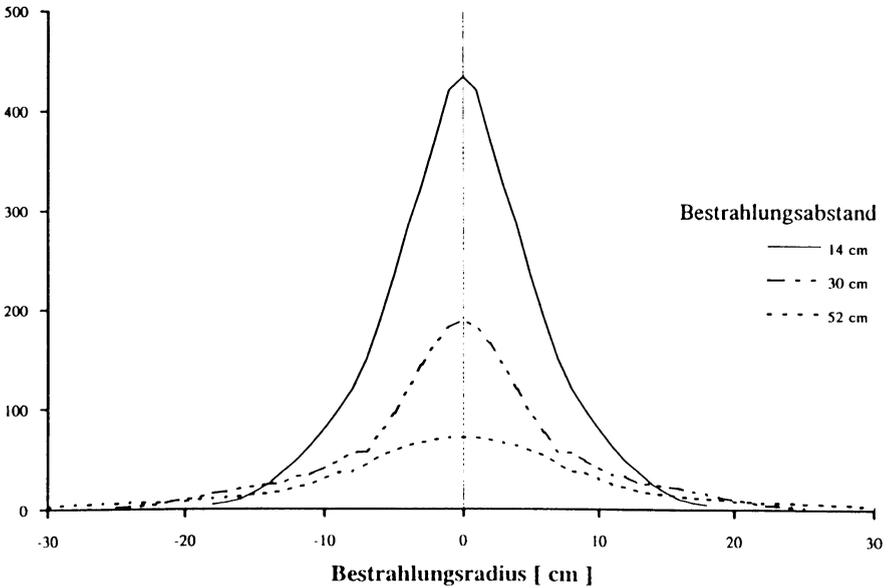


Abb. 8: Darstellung der radialen Verteilung der Strahlungsdichte (Leistung pro Flächeneinheit) bei den in den drei Teilkollektiven zur Einstellung einer Hauttemperatur von 42°C ermittelten Bestrahlungsabständen. Werte aus kalorimetrischen Leistungsmessungen in den Bestrahlungsebenen

Den Daten der Abbildung ist zu entnehmen, daß im Zentrum der bestrahlten Flächen etwa 430, 190 bzw. 70 mW/cm² einwirken. Diese Staffelung mit Quotienten um 2,5 findet sich, wie in *Abbildung 4* zu erkennen ist, auch in den über Lichtleiter gemessenen Intensitäten im Gewebe wieder. Damit sind gravierende Unterschiede in der IR-A-Strahlungstransmission durch die Haut bei den verschiedenen Anwendungsformen auszuschließen. Die in den *Abbildungen 3* und *4* enthaltenen Temperatur-Tiefenprofile entsprechen qualitativ ebenfalls der Staffelung der Strahlungsleistungen pro Flächeneinheit an der Oberfläche und den Lichtintensitäten im Gewebe. Die Quotienten zwischen den mit verschiedenen Bestrahlungsmodi erzeugten Temperaturdifferenzen (*Abb. 4*) liegen jedoch mit etwa 1,5 deutlich niedriger als bei den optischen Meßparametern. Eine Erklärung ergibt sich wahrscheinlich aus einer Temperaturabhängigkeit der Durchblutung und damit der konvektiven Wärmeauswaschung, die einer deutlichen Temperaturzunahme mehr entgegenwirkt als einer geringen.

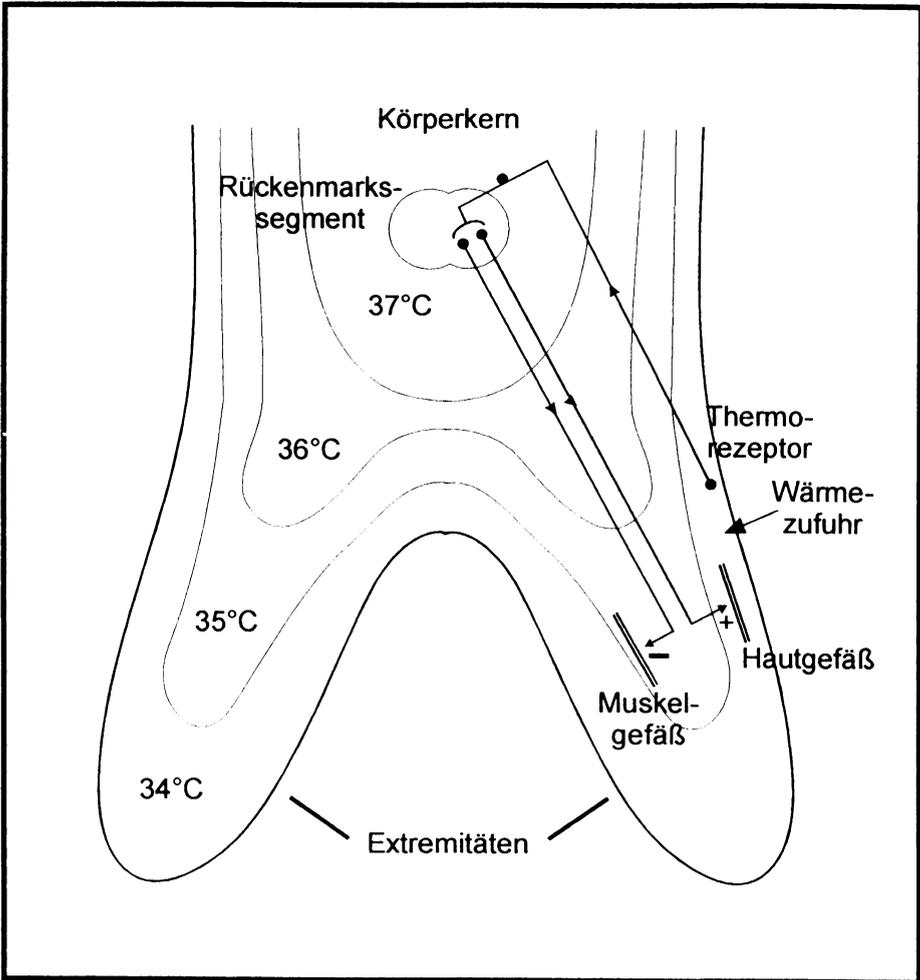


Abb. 9: Schematische Darstellung zur reflektorischen Verarbeitung von kutanen Wärmereizen auf segmentaler Ebene. Es kommt zu einer Vasodilatation und Mehrdurchblutung im Bereich der Haut und der hautnahen Gewebeanteile (normale Reaktion) sowie zu einer Vasokonstriktion und Minderperfusion in der tieferliegenden Muskulatur (gegensinnige Reaktion)

Die den unterschiedlichen Bestrahlungsabständen zugrundeliegende Beeinflussung der Hauttoleranz beruht auf verschiedenen Teilmechanismen. Durch das Wasserfilter wird gegenüber der ungefilterten konventionellen Bestrahlungsform offensichtlich eine relevante Ausblendung der langwelligen IR-B- und IR-C-Anteile er-

reicht, so daß eine höhere Strahlungsdichte toleriert wird. Eindrucksvolles Korrelat hierfür ist, daß trotz mehr als verdoppelter Bestrahlungsdichte (190 versus 70 mW/cm²) durch Wasserfiltration der Temperaturgradient über die Haut hinweg etwa halbiert ist (1,5 versus 3,2°C), wie *Abbildung 3* klar erkennen läßt. Das Wasser der Küvette übernimmt damit einen Teil der thermischen Belastung, die sonst von den oberflächlichen Schichten der Haut aufzunehmen ist, der integrierte Ventilator führt die im Filter absorbierte Wärmeenergie in die Umgebungsluft ab. Die weitergehende Toleranzsteigerung durch Einsatz eines kühlenden Luftstromes an der Haut erklärt sich durch den damit verbundenen konvektiven Wärmeabstrom. Durch ihn können die Hauttemperaturen bei den von uns gewählten Bedingungen sogar unter die Temperaturen tieferliegender Schichten gesenkt werden bzw. im Gewebe höhere Temperaturen als an der Hautoberfläche erzeugt werden. Die Darstellung von Anwendungsbereichen für eine zusätzliche Luftkühlung bei lokaler Infrarot-A-Gewebehypothermie gehört sicherlich zu den offenen Fragen, wobei eine Verschiebung des Temperaturmaximums in die Tiefe für die Therapie von Tumoren von Bedeutung sein könnte.

Die Erfassung der regionalen Durchblungsverhältnisse in den verschiedenen Gewebeschichten ist einerseits unter dem Aspekt eines internen konvektiven Transportes der Wärme interessant. Andererseits können mit der Methodik im Hinblick auf klinische Bedingungen differenzierte Einsichten über die Perfusion des Gewebes unter unterschiedlichen Formen der Infrarotbestrahlung gewonnen werden. Die eindeutige Diskrepanz zwischen der durchblutungsvermindernden Wirkung der konventionellen Bestrahlung und der durchblutungssteigernden Wirkung des IR-A-Strahlers ist auf der Basis der ausführlich beschriebenen Unterschiede in den Temperaturtiefenwirkungen erklärbar. Das in *Abbildung 9* enthaltene Schema zur reflektorischen Beeinflussung der Gewebedurchblutung läßt erkennen, daß eine Reizung der Warmrezeptoren durch exogene Wärmezufuhr einerseits eine Vasodilatation und Mehrdurchblutung im Bereich der Haut und andererseits eine Vasokonstriktion und Minderdurchblutung in den tieferen Muskelarealen bewirkt. Letztere Teilwirkung wird in der physikalischen Therapie mit dem Begriff der "gegensinnigen Reaktion" umschrieben. Bei konventioneller Rotlichtbestrahlung mit sehr geringer Tiefenwirkung kommt der beschriebene Reflexmechanismus voll zum Tragen, so daß nur in den oberflächlichsten Schichten eine Mehrdurchblutung resultiert, während die tieferen Muskelareale geringer perfundiert werden. Da bei Einsatz wassergefilterter IR-A-Strahlung bei gleicher Hauterwärmung eine erheblich größere Tiefenwirkung gegeben ist, wird die beschriebene gegensinnige Reaktion durch die vor Ort gegebene Gewebetemperaturerhöhung unwirksam gemacht, so daß bilanzmäßig eine Mehrdurchblutung resultiert. Dieser Effekt der Tiefenwärme ist z.B. auch von anderen Therapieverfahren wie Mikro-, Dezi- oder Kurzwellen mit induktiver Auskopplung bekannt. Da bei Einsatz von Wärmetherapie im Bereich der physikalischen Medizin in der Regel auch eine verbesserte Gewebedurchblutung in tieferen Schichten zur Steigerung der Stoffwechselaktivität und zum Ausschwemmen von Metaboliten gewünscht

wird, ist das Infrarot-A-Strahlersystem mit Wasserfilter gegenüber einer konventionellen Infrarotbestrahlung als eindeutig günstiger einzustufen.

Zusammenfassend bewertet bietet auch nach unseren Befunden die Anwendung der wassergefilterten Infrarot-A-Strahlung durch Ausblendung der hautbelastenden langwelligen Anteile so relevante Vorteile, daß sie in praktisch allen Anwendungsbereichen gegenüber der konventionellen Rotlichtbestrahlung als überlegen einzustufen ist und in einzelnen Indikationen auch in Konkurrenz zu anderen aufwendigeren Hyperthermietechniken treten könnte.

Literatur

1. *Aschoff, J.*: Temperaturregulation. In: Energiehaushalt und Temperaturregulation, hrsg. von J. Aschoff, B. Günther, K. Kramer, Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1971, 43-112
2. *Buchmüller, K.*: Über die ultrarote Emission, Reflexion und Durchlässigkeit der lebenden menschlichen Haut im Spektralbereich $\lambda \approx 3 - 15 \mu\text{m}$. Pflügers Archiv 272 (1961) 360-371
3. *Heckel, M.*: Ganzkörper-Hyperthermie und Fiebertherapie, Hippokrates, Stuttgart 1990
4. *Kowallik, P., Schulz, R., Guth, B.D., Schade, A., Paffhausen, W., Gross R., Heusch, G.*: Measurement of regional myocardial blood flow with multiple colored microspheres. Circulation 83 (1991) 974-982
5. *Notter, M., Schwegler, N.*: Hyperthermie. Physik in unserer Zeit 22 (1991) 113-118
6. *Patterson, J., Strang, R.*: The role of blood flow in hyperthermia. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 5 (1979) 235-241
7. *Rzeznik, J., Wangorsch, G.*: Physikalische Grundlagen der lokalen Hyperthermie. Geriatrie und Rehabilitation 1 (1988) 35-40
8. *Thom, H., Rolfes, W.*: Thermotherapie. In: Grundlagen der Krankengymnastik, Bd. III, Praxis der Physiotherapie, hrsg. von H. Cotta, W. Heipertz, A. Hüter-Becker, G. Rompe, Thieme, Stuttgart-New York 1986, 10-72
9. *Witte, E.*: Über die qualitativen und quantitativen Unterschiede in den Strahlungen von Natursonne und therapeutisch benutztem Kunstlicht sowie über eine neue Lampe zur künstlichen Herstellung praktisch sonnengleichen Lichtes. Strahlentherapie 58 (1937) 113-124