

Physikalische und photobiologische Grundlagen prophylaktischer und therapeutischer Infrarot-anwendungen

Physical and Photobiological Basics for Prophylactic and Therapeutic Application of Infrared Radiation

Autoren

H. Piazena¹, H. Meffert², R. Uebelhack¹

Institute

¹ Arbeitsgruppe Medizinische Photobiologie, Charité – Universitätsmedizin Berlin
² Dermatologisches Zentrum, Berlin

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1365750>
Online-Publikation: 4.7.2014
Akt Dermatol 2014; 40: 335–339
© Georg Thieme Verlag KG
Stuttgart · New York
ISSN 0340-2541

Korrespondenzadresse

Dr. rer. nat. Helmut Piazena
Arbeitsgruppe Medizinische
Photobiologie, Charité,
Universitätsmedizin Berlin
Weißenseer Weg 110
10369 Berlin
helmut.piazena@charite.de

Zusammenfassung

Unsere ursprüngliche Quelle infraroter (IR) Strahlung ist die Sonne. Im Laufe seiner Geschichte legte sich der Mensch eigene thermische Strahler zu, Feuer, erhitzte Steine, Ofen, Sauna, IR-Therapiegeräte, wie auch preisgünstige IR-Bestrahlungskabinen für den Hausgebrauch. Die Erhöhung der Haut- bzw. Körpertemperatur ist ein sehr altes und ungemain erfolgreiches prophylaktisches und therapeutisches Prinzip. Der technische Fortschritt eröffnete neue Anwendungsgebiete – von Fitness und Wellness bis zur Behandlung von Krebs, Vergiftungen und Erkrankungen des Bewegungsapparats.

Einleitung

Entdeckt wurde die Infrarotstrahlung (IR-Strahlung) im Jahre 1800 durch den Militärmusiker, Physiker und Astronomen Friedrich Wilhelm Herschel [1], der als Sir William Herschel in England verstarb. So einfach die Anwendung von IR des Tageslichts, in der Sauna, in der Wärmekabine oder von wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung (wIRA) ist, so kompliziert ist ihre Bewertung hinsichtlich erwünschter oder nicht erwünschter, prophylaktischer und therapeutischer Wirksamkeiten von IR-Teilbereichen. Diese Schwierigkeiten ergeben sich aus der oft nicht ausreichend berücksichtigten Abhängigkeit der Wirkungen vom Spektrum, von der Anwendungsdauer und von der Bestrahlungsstärke der auf die Haut auftreffenden Strahlung. Gleiche Dosen infraroter Strahlung führen daher je nach Spektralverteilung und Bestrahlungsstärke zu unterschiedlichen thermischen Zuständen und Wirkungen.

Nachfolgend werden die Effekte von Spektrum und Bestrahlungsstärke auf die thermische Wirkung der IR-Strahlung in der Haut und die ihnen zugrunde liegenden physikalischen und photobiologischen Prozesse besprochen.

Der Spektralbereich infraroter Strahlung umfasst Wellenlängen elektromagnetischer Strahlung zwischen 780 nm und 1 mm. Unterteilt wird in die Teilbereiche IR-A (0,78 – 1,40 µm), IR-B (1,40 – 3,00 µm) und IR-C (3,00 µm – 1 mm). Nach dem Planck'schen Gesetz ändert sich die Quantenenergie der Photonen von 1,59 eV bei der Wellenlänge 0,78 µm bis 0,12 eV bei 1,0 mm, sowie 0,89 eV bei der Wellenlänge 1,4 µm, die die Teilbereiche IR-A und IR-B teilt. Diskutiert werden Wellenlängenabhängigkeiten von Absorption und Streuung, Eindringtiefe und Wärmetransport und -verteilung, Besonderheiten des wassergefilterten Infrarot-A (wIRA) und eine Klassifikation der Ganzkörperhyperthermie mit wIRA.

Wechselwirkungen infraroter Strahlung

Bestrahlung der Haut mit IR führt zu vielfältigen Wechselwirkungsprozessen wie Reflexion, Streuung, Absorption und Remission, die sämtlich von der Wellenlänge und vom Gehalt an Quellen von Streuung und Absorption abhängen. Wesentliche Chromophore menschlicher Haut sind Wasser, Melanosomen, Hämoglobin, Lipide und Kollagen. Streuquellen sind Zellen, Zellkerne und -bestandteile wie Mitochondrien, Fasern, Moleküle aber auch Fluktuationen der Dichte, der Dielektrizitätskonstante und des Brechungsindex.

• **Abb. 1** zeigt einen Überblick über die in Haut und Gewebe ablaufenden Wechselwirkungsprozesse nach Bestrahlung der Hautoberfläche. Danach wird ein Teil der inzidenten Strahlung an der Hautoberfläche reflektiert. Der verbleibende Anteil unterliegt multiplen Streuprozessen im Gewebe und der Absorption. Die Streuprozesse sind teils vorwärts und teils rückwärts orientiert, sodass ein Target im Gewebe nicht nur aus der Richtung des inzidenten Strahlungseinfalls, sondern auch durch die rückgestreute Strahlung exponiert wird. Rückstreuung sind auch dafür verantwortlich, dass ein Teil der einfallenden

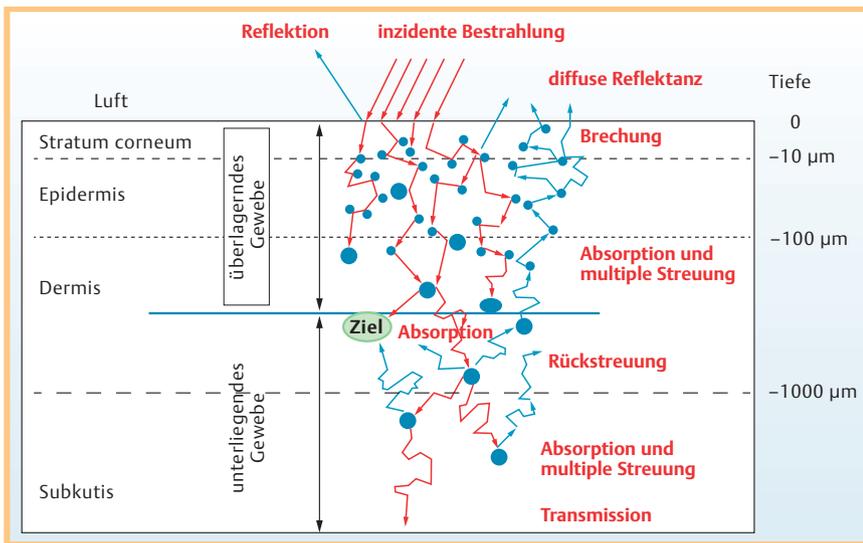


Abb. 1 Überblick über die in Haut und Subkutis ablaufenden Wechselwirkungsprozesse nach Bestrahlung der Hautoberfläche. Die Wechselwirkungsprozesse sind: Reflektion an der Oberfläche, Brechung an optischen Grenzflächen, multiple Streuung (einschließlich Rückstreuung) und Absorption an den Chromophoren. Nichtabsorbierte Strahlung verlässt die Haut über die Oberfläche wieder (diffuse Reflektion) oder dringt in tiefere Gewebeschichten ein (Transmission von Haut und Subkutis).

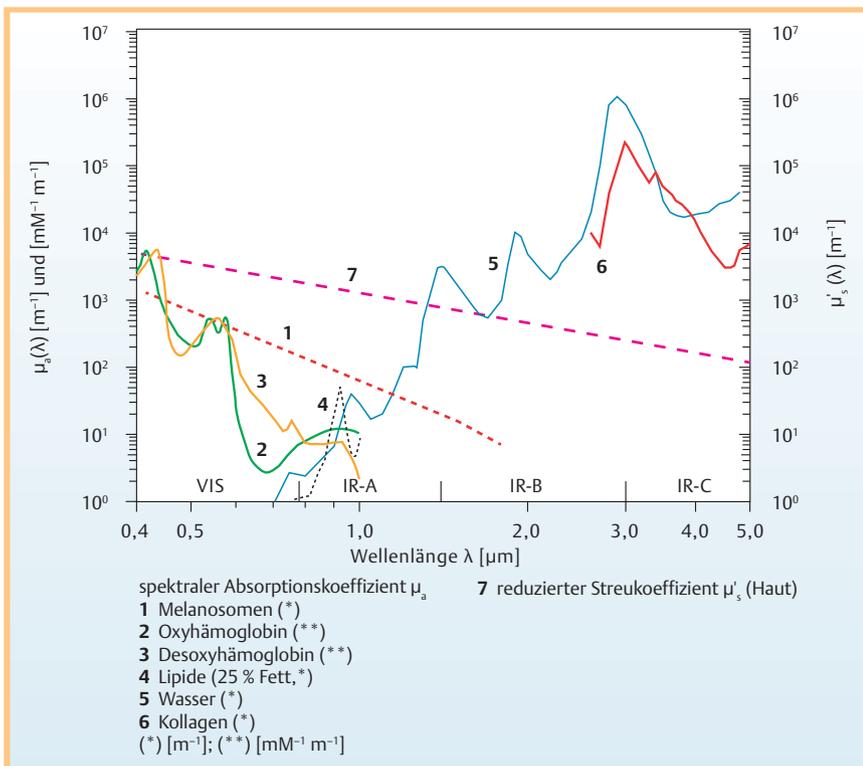


Abb. 2 Die spektralen Absorptionskoeffizienten wesentlicher Chromophore menschlicher Haut (1: Melanosomen [5], 2: Oxyhämoglobin [6], 3: Desoxyhämoglobin [6], 4: Lipide (25% Fett) [7], 5: Wasser [2–4] und 6: Kollagen [3, 8]) und 7: der reduzierte Streukoeffizient der Haut [5, 9] als Funktion der Wellenlänge.

Strahlung das Gewebe über die Hautoberfläche verlässt. Dieser Prozess wird als diffuse Reflektanz bezeichnet. Einerseits geht hierdurch Strahlung für die Therapie verloren. Andererseits enthält dieser Strahlungsanteil aber Informationen über die optischen Eigenschaften des Gewebes und kann daher zur nichtinvasiven Diagnostik genutzt werden.

Absorption und Streuung

☉ **Abb. 2** zufolge nimmt der Streukoeffizient mit steigender Wellenlänge im Gewebe bis etwa $1,3 \mu\text{m}$ ab, während der resultierende Absorptionskoeffizient steigt.

Menschliches Weichteilgewebe enthält etwa 70% Wasser, dessen Absorptionseigenschaften für das Eindringen der IR-Strahlung von besonderer Bedeutung sind. In der Kombination von Streu-

ung und Absorption bedingen diese Eigenschaften, dass der spektrale Schwächungskoeffizient bis zur Wellenlänge von etwa $1,3 \mu\text{m}$ durch Streuprozesse dominiert wird, während Absorptionsprozesse für größere Wellenlängen hauptsächlich durch den Wassergehalt im Gewebe Dominanz erlangen.

Das Ansteigen des Absorptionskoeffizienten des Wassers mit der Wellenlänge führt dazu, dass Strahlung aus den Teilbereichen IR-B und IR-C bereits im Stratum corneum und im oberen Bereich der Epidermis absorbiert wird, ebenso im Bereich der Absorptionsbanden bei $1,4 \mu\text{m}$ und $3,0 \mu\text{m}$.

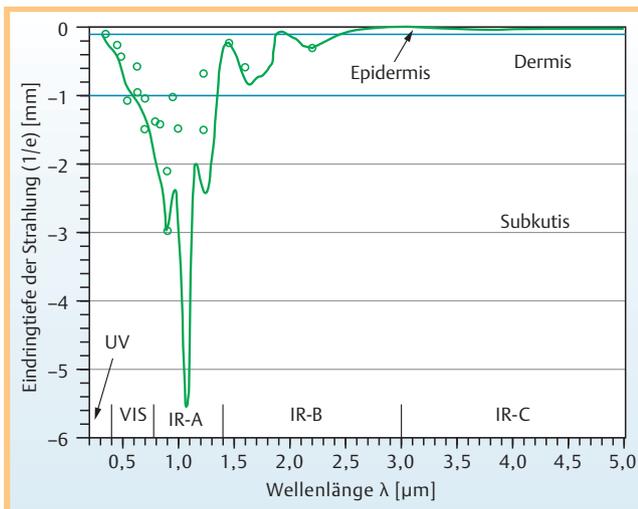


Abb. 3 Abfall optischer Strahlung in Haut und Subkutis. Verglichen mit der auf die Hautoberfläche treffenden IR-Intensität wird diese in Abhängigkeit von der Wellenlänge unterschiedlich vermindert. Dargestellt ist die Abnahme im Wellenlängenbereich von 0,4–5,0 µm auf 36,78 % (1/e). Die Berechnungen erfolgten gemäß [10] nach Messungen des spektralen Absorptions- und Streukoeffizienten an Proben heller Haut in vitro. Es wurden Messergebnisse mehrerer Autoren verwendet (vgl. [9]). Für die Berechnungen wurden folgende Schichtdicken der Haut vorausgesetzt: Epidermis (einschließlich Stratum corneum) – 100 µm; Epidermis + Dermis – 1000 µm.

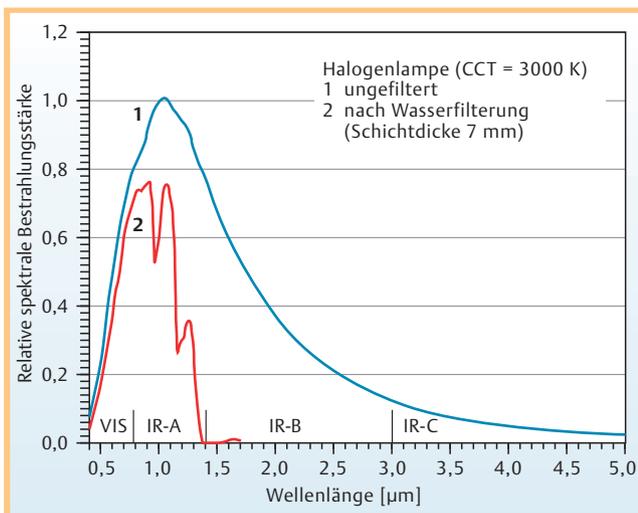
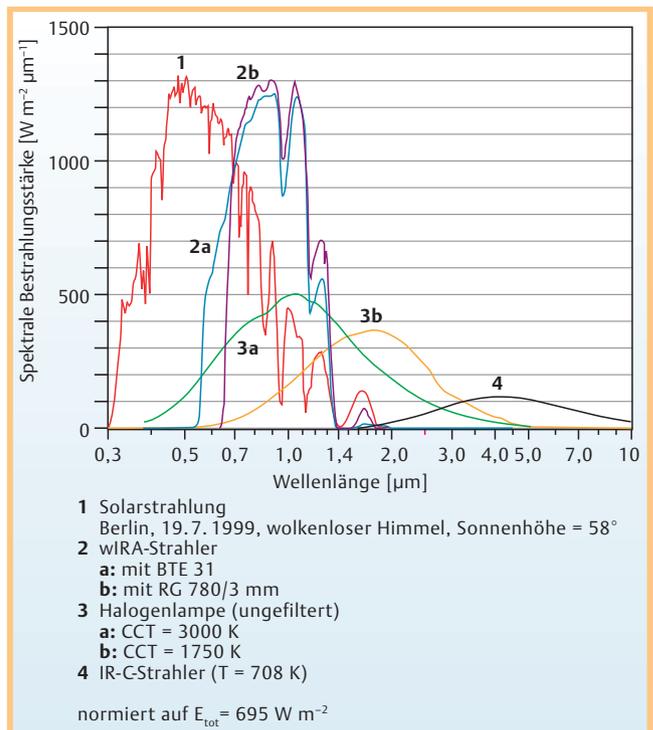


Abb. 4 Die relative spektrale Bestrahlungsstärke einer Halogenlampe (Korrelierte Farbtemperatur CCT = 3000 K) als Funktion der Wellenlänge (1: ungefiltert, 2: nach Wasserfilterung mit einer Schichtdicke von 7 mm). Messung mit einem Doppelmonochromator-Spektralradiometer (Typ: Spectro 320D, Instrument Systems, München) im Spektralbereich 0,38–1,7 µm und zusätzliche Berechnung für Kurve 1 nach dem Planck'schen Strahlungsgesetz im Spektralbereich 1,7–5,0 µm.

Eindringtiefe

Im Unterschied zum IR-B und IR-C dringt kurzwellige IR-Strahlung (IR-A) tiefer in das Gewebe ein und erreicht die Subkutis mit einem Maximum bei einer Wellenlänge von etwa 1,06 µm, was zur Folge hat, dass der Bereich primärer Strahlungsabsorption auf die gesamte Säule zwischen Hautoberfläche und Subkutis verteilt wird (Abb. 3).



1 Solarstrahlung Berlin, 19. 7. 1999, wolkenloser Himmel, Sonnenhöhe = 58°
 2 wIRA-Strahler (Typ: hydrosun 750, Hydrosun GmbH, Müllheim) mit Farbfilter BTE 31 (a, BTE, Elsoff) und mit RG 780/3 (Schott, Mainz);
 3 Halogenlampe (ungefiltert) a: CCT = 3000 K b: CCT = 1750 K
 4 IR-C-Strahler (T = 708 K)
 normiert auf $E_{tot} = 695 \text{ W m}^{-2}$

Abb. 5 Die spektrale Bestrahlungsstärke unterschiedlicher IR-Strahlungsquellen als Funktion der Wellenlänge (1: Solarstrahlung an der Erdoberfläche nach Messung in Berlin am 19. 7. 1999 am Mittag und bei wolkenlosem Himmel; 2: wIRA-Strahler (Typ: hydrosun 750, Hydrosun GmbH, Müllheim) mit Farbfilter BTE 31 (a, BTE, Elsoff) und mit RG 780/3 (Schott, Mainz); 3: ungefilterte IR-Halogenlampe mit der korrelierten Farbtemperatur CCT = 3000 K (a) und CCT = 1750 K (b) sowie 4: Metallischer IR-C-Strahler (Oberflächentemperatur = 708 K). Normierung der Spektren auf den Betrag der Gesamtbestrahlungsstärke von 695 W m^{-2} (nach [9]).

Wassergefiltertes Infrarot-A (wIRA)

Die physikalischen Prozesse und Besonderheiten der Wechselwirkung infraroter Strahlung ermöglichten die Entwicklung eines IR-Strahlers mit großer Tiefenwirksamkeit, der bei großflächiger Exposition des Körpers einerseits eine rasche und intensive Steigerung der Körperkerntemperatur, andererseits auch einen großen Energieeintrag in die Haut ermöglicht, ohne die Hitzeschmerzgrenze zu übersteigen.

Technisch realisiert wurde dieser Strahler durch Wasserfilterung der Strahlungsemission einer Halogenlampe ([11], Abb. 4). Das resultierende Spektrum des wIRA-Strahlers zeigt die gleichen Absorptionsbanden wie die spektrale solare Bestrahlungsstärke im IR-Bereich, während die Emissionen ungefilterter IR-Halogenlampen sowie anderer thermischer Strahler wesentliche Beiträge innerhalb der Wasserabsorptionsbanden und in den Teilbereichen IR-B und IR-C zeigen (Abb. 5).

Die Penetration der Strahlung dieser Quellen in Haut und Gewebe unterscheidet sich entsprechend. In Bezug auf den Betrag der inzidenten Strahlung an der Hautoberfläche zeigen die Daten in Abb. 6 einen exponentiellen Abfall auf 10% in den Gewebetiefen von etwa 5 mm für die solare IR-Strahlung und für wIRA, von etwa 2 mm für die Strahlung der ungefilterten IR-Halogenlampe sowie von etwa 0,1 mm für IR-C (Berechnungen s. [9]). Festzuhalten ist somit, dass die solare IR-Strahlung und wIRA zu wesentlichen Anteilen bis in die Subkutis eindringen, um in ihr absorbiert zu werden, während die kurzwelligen Anteile im

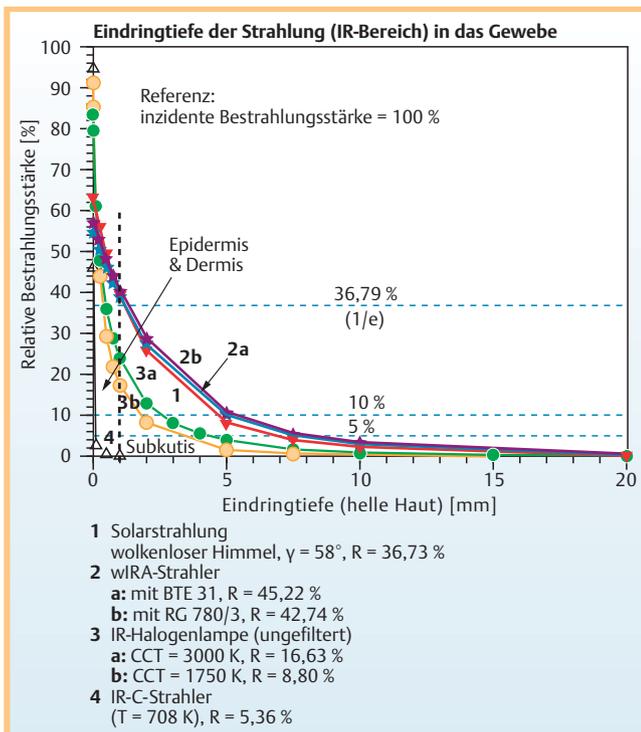


Abb. 6 Die relative Bestrahlungsstärke der IR-Strahler von **Abb. 5** als Funktion ihrer Eindringtiefe in helle Haut und Subkutis (Berechnungen s. [9]).

Spektrum der ungefilterten IR-Halogenlampe ebenfalls die Subkutis erreichen, die mittel- und langwelligen Anteile jedoch bereits im Stratum corneum und in der Epidermis absorbiert werden. Im Unterschied zu allen drei besprochenen Strahlertypen beschränkt sich die Penetration der IR-C-Strahlung auf das Stratum corneum und auf den oberen Bereich der Epidermis.

Wärmetransport und -verteilung

Da die zur Dissipation der nach Strahlungsabsorption gebildeten Wärme existierenden Transportprozesse (molekulare Konduktion und Konvektion über die peripheren Blutbahnen) in ihrer Kapazität begrenzt sind, existieren keine einfachen Dosisseffekte (Nichtanwendbarkeit des Bunsen-Roscoe'schen Proportionalitätsgesetzes).

Vielmehr hängt die resultierende Erwärmung des Gewebes vom primären Penetrationsprofil und damit vom Spektrum ab und darüber hinaus von der Bestrahlungsstärke und von der Größe der exponierten Hautfläche.

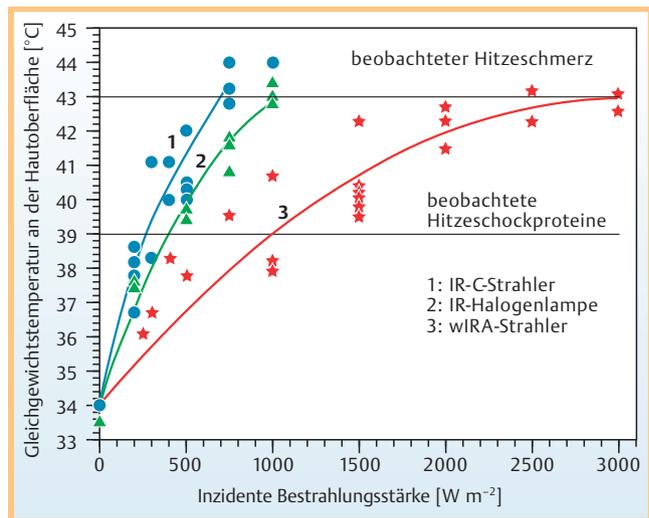


Abb. 7 Gleichgewichtstemperaturen an der Hautoberfläche des Rückens gesunder Probanden (in Ruhe) als Funktion der inzidenten Bestrahlungsstärke eines IR-C-Radiators (1), eines ungefilterten IR-Halogenstrahlers (2; Typ: 750 W, Philips, Pont-à-Mousson, Frankreich) und eines wIRA-Strahlers (3; Typ: hydrosun 750, Hydrosun GmbH, Müllheim; nach [9]).

Abb. 7 zeigt, dass die gemäß DIN 33403-2 definierte Hitzeschmerzgrenze von 43°C bei Bestrahlung mit wIRA erst bei einer inzidenten Bestrahlungsstärke von etwa 2500 W m^{-2} erreicht wird, während hierfür bei Wahl der ungefilterten IR-Halogenlampe etwa 1000 W m^{-2} und mit dem IR-C-Strahler etwa 700 W m^{-2} genügen.

Die Exposition mit wIRA gestattet somit einen wesentlich größeren Energieeintrag in Haut und Gewebe als die anderer Breitband-IR-Strahler und ist damit sowohl für die lokale Hyperthermie in Wellness und Therapie als auch in der Ganzkörperhyperthermie (GKHT) bei unterschiedlichen Indikationen mit milder, moderater oder extremer Erwärmung des Körperkerns prädestiniert (**Tab. 1**).

Interessenkonflikt

H. Piazena hat innerhalb der letzten 3 Jahre Forschungsförderung von der Dr. med. h. c. Erwin Braun Stiftung (Basel) bezogen, einer eidgenössisch anerkannten gemeinnützigen Stiftung, die für einige der dargestellten experimentellen Untersuchungen und Modellrechnungen verwendet wurde.

H. Meffert und R. Uebelhack geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Tab. 1 Klassifikation, der milden, moderaten und extremen Ganzkörperhyperthermie (GKHT) gemäß Zieltemperaturen, Anwendungsdauern und Indikationen nach A. von Ardenne und M. Heckel (s. www.heckel-medizintechnik.de/dehyperthermie/medizinisches_prinzip.shtml).

| | Milde GKHT | Moderate GKHT | Extreme GKHT |
|------------------------|-----------------------|--|--|
| Zieltemperatur | $<38,5^\circ\text{C}$ | $38,5 - 40,5^\circ\text{C}$ | $>40,5^\circ\text{C}$ |
| Anwendungsdauer | $<30\text{ min}$ | $>30\text{ min}$ | $>4\text{ h}$ |
| Indikationen (Auswahl) | - Wellness | - Rehabilitation - Physiotherapie - Orthopädie | - chronische Entzündung - Rheuma - Dermatologie - Onkologie |

Abstract

Physical and Photobiological Basics for Prophylactic and Therapeutic Application of Infrared Radiation

Our aboriginal source of infrared (IR) radiation is the sun. In the course of history, mankind got its own thermic radiators like fire, heated stones, ovens, sauna, therapeutic IR equipment, and inexpensive IR boxes for domestic use. Raising the temperature of skin or body is a very old and efficient prophylactic and therapeutic principle. Technological progress discloses new fields of application, from fitness and wellness to the treatment of malignant diseases, poisoning, rheumatic diseases and diseases of the musculoskeletal system.

The spectral range of IR covers wavelengths of electromagnetic radiation between 780 nm and 1.0 mm. It is divided into the sub-ranges IR-A (0.78–1.40 μm), IR-B (1.40–3.00 μm) and IR-C (3.00 μm –1.0 mm). Following Planck's law, the quantum energy of photons varies from 1.59 eV at the wavelength 0.78 μm to 0.12 eV at 1.0 mm and 0.89 eV at the wavelength 1.4 μm , which is dividing the domains IR-A and IR-B. Furthermore, wavelength dependence of absorption and dispersion, depth of penetration, transport and distribution of heat, characteristics of water-filtered IR-A radiation and the classification of whole body-hyperthermia using wIRA are discussed.

Literatur

- 1 *Herschel FW*. Investigations of the power of the colours to heat and illuminate objects, with remarks that prove the different refrangibility of radiant heat. *Gilbert's Ann* 1801; 7: 137–157
- 2 *Jerlov NG*. Light – General Introduction. In: Kinne O, ed. *Marine Ecology*, Vols. 1. Environmental factors. Part 1: A comprehensive, integrated treatise on life in oceans and coastal waters. New York: Wiley-Interscience; 1970: 95–102
- 3 *Downing HD, Williams D*. Optical constants of water in the infrared. *J Geophys Res* 1975; 80: 1656–1661
- 4 *Hale GM, Querry MR*. Optical constants of water in the 200 nm to 200 μm wavelength region. *Appl Opt* 1973; 12: 555–563
- 5 *Jacquez SL*. Skin Optics Summary. Oregon Medical Laser Center News Jan 1998. <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>
- 6 *Cope M*. The Application of near infrared spectroscopy to non invasive monitoring of cerebral oxygenation in the newborn infant. Ph.D. Thesis Univ. College London; 1991
- 7 *Tromberg BJ, Shah N, Lanning R* et al. Non-invasive in vivo characterization of breast tumors using photon migration spectroscopy. *Neoplasia* 2000; 2: 26–40
- 8 *Yannas JV*. The Biochemistry of Collagen. *Macromol Sci Revs Macromol Chem* 1972; 7: 49–104
- 9 *Piazena H, Kelleher DK*. Effects of Infrared-A irradiation on skin: Discrepancies in published data highlight the need for an exact consideration of physical and photobiological laws and appropriate experimental data. *Photochem Photobiol* 2010; 86: 687–705
- 10 *Gardner CM, Jacquez SL, Welch AJ*. Light transport in tissue: Accurate expressions for one-dimensional fluence rate and escape function based on Monte Carlo simulation. *Laser Surg Med* 1996; 18: 129–138
- 11 *Rzeznik J*. Die Technik zur loko-regionalen Wärmetherapie mit wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung. In: Vaupel P, Krüger W, Hrsg. *Wärmetherapie mit wassergefilterter Infrarot-A-Strahlung – Grundlagen und Anwendungsmöglichkeiten*. Stuttgart: Hippokrates; 1995: 29–46