

25
Sonderdruck aus

Bericht über die 74. Zusammenkunft
der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft

Periphere Retina

Redigiert von W. Jaeger

© J. F. Bergmann-Verlag München 1977
Printed in Germany. Nicht im Handel



J. F. Bergmann-Verlag München

Zuletzt sie kurz auf einen klinisch wichtigen Aspekt der Wellenlängenabhängigkeit der Absorption des Pigmentepithels eingegangen.

Umfangreiche Messungen über die Lichtabsorption im Infrarotbereich zeigen das Problem des Infrarotanteiles bei nicht monochromatischen Lichtquellen für die Koagulation. Vergleicht man, wie in Abbildung 4, die eingangs gezeigte Kurve der Pigmentepithel-Absorption mit der darunter dargestellten Transmissionskurve der brechenden Medien, so zeigt sich, daß Licht jenseits von 700 nm praktisch nichts mehr zur Koagulation beiträgt. Andererseits wird aber bei etwa 1000 nm 50% des eingestrahnten Lichtes in den brechenden Medien absorbiert. Betrachtet man dazu die Emissionskurve einer Xenon-Höchstdrucklampe, wie sie z.B. im Zeiss-Koagulator verwendet wird, so erkennt man, daß gerade in diesem Infrarotbereich die Hauptmaxima der Emission liegen. Es wäre deshalb wünschenswert, wenn bei diesen Xenon-Koagulatoren Filter fest eingebaut wären, die den Infrarot-Teil wegnehmen und im sichtbaren Bereich keine nennenswerten Verluste haben. Ob diese unnötige Energiebelastung einerseits der brechenden Medien und andererseits auch der Aderhaut und Sklera unerwünschte Effekte haben kann, zeigt der folgende Beitrag von Herrn Rauhut.

Fundusreflektometrie während Laserkoagulationen

R. Birngruber*, V.-P. Gabel** und F. Hillenkamp*

Seit Einführung der Lichtkoagulation durch Meyer-Schwickerath dient die Weißfärbung am Fundus als Dosierungskriterium einer Koagulation. Je stärker eine Koagulationsstelle verfärbt ist und je stärker sie sich vom rötlichen Augenhintergrund abhebt, desto stärker wird einstrahlendes Licht von dieser Stelle reflektiert. Die Reflektion ist also ein Maß für die Weißfärbung einer Läsion. Gelingt es nun, das vom Koagulationsort reflektierte Licht gleichzeitig mit dem Koagulationsvorgang zu messen, so kann der zeitliche Verlauf der Weißfärbung und dadurch die Entstehung einer Läsion direkt dargestellt werden. Durch eine solche Darstellung können die Einflüsse wichtiger Koagulationsparameter wie z.B. Expositionszeit und Expositionsenergie auf den Koagulationseffekt direkt meßbar gemacht und somit Anhaltspunkte für eine Optimierung von Koagulationen gewonnen werden. Über die optimalen Koagulationszeiten, z.B. existieren ganz unterschiedliche Vorstellungen. Von einigen werden wegen der guten Dosierbarkeit Koagulationszeiten im Bereich von Sekunden propagiert, von anderen hingegen Expositionszeiten von msec, um die Wärmeleitung in benachbartes Gewebe auszuschalten.

Wir wollen mit unseren Reflektionsmessungen an Kaninchenaugen untersuchen, inwieweit sich für eine gegebene Koagulationsstärke durch Verkürzung der Expositionszeit eine Reduzierung der gesamten eingestrahelten Energie erreichen läßt. Dabei wird sich zeigen, daß es eine sog. kürzeste Koagulationszeit gibt, unter der es grundsätzlich nicht mehr möglich ist, einen thermischen Schaden in der Netzhaut zu erzeugen, wie er für eine chorioretinale Adhaesion unbedingte Voraussetzung ist.

Methode

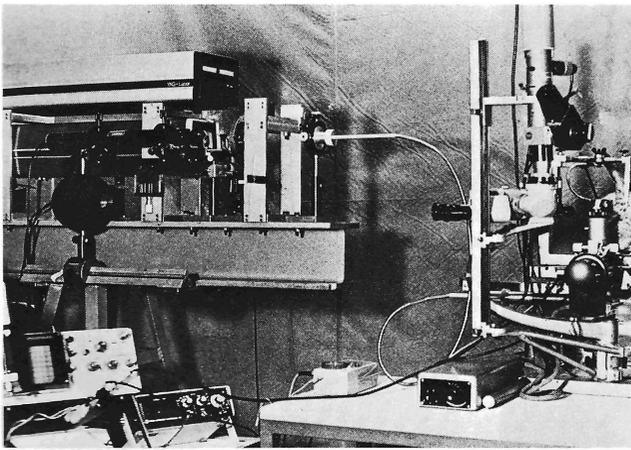
Abbildung 1 zeigt oben (a) den experimentellen Aufbau und unten (b) eine Prinzipzeichnung. Wir haben mit dem Argonlaser über eine Spaltlampen-Kontaktglas-Anordnung koaguliert und das von einem gleichzeitig eingespiegelten Helium-Neonlaser am Koagulationsort reflektierte Licht über einen Strahlenteiler am Beobachtungsmikroskop gemessen. Das Licht des Argon- und Helium-Neonlasers gelangt gleichzeitig über einen Lichtteiler und einen Spiegel ins Versuchsauge. Vom Spaltlampenmikroskop wird ein Teil des reflektierten Lichtes einer mikro-photometrischen Anordnung zugeführt. Vor dem Multiplier befindet sich ein Interferenzfilter, das nur die Helium-Neon-Wellenlänge transmittiert. Der Photomultiplier mißt also nur das von der Koagulationsstelle reflektierte Licht des zeitlich konstanten Helium-Neon-Lasers. Der zeitliche Verlauf des Multipliersignals wird von einem Oszillographen aufgezeichnet.

Mit dieser Anordnung haben wir mit Expositionszeiten im Bereich von 3 msec bis 5 sec und Energien, die vom Schwellenbereich bis zu Läsionen mit Blutungen reichten an Kaninchenaugen koaguliert. Die Fokusgröße an der Retina war dabei immer $500 \mu\text{m}$.

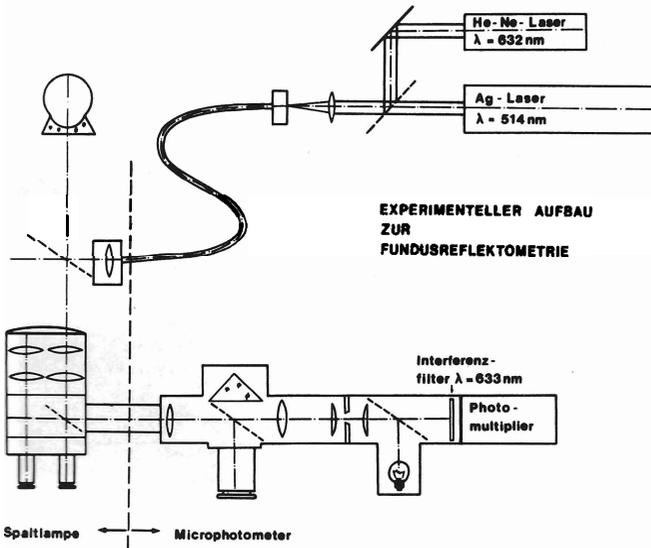
* Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung m.b.H., Neuherberg bei München

** Augenklinik der Universität München (Direktor: Professor Dr. O.-E. Lund)

Dieser Arbeit liegen Ergebnisse aus einem Forschungsvorhaben zugrunde, das vom Bundesministerium für Forschung und Technologie finanziell gefördert wird.



a



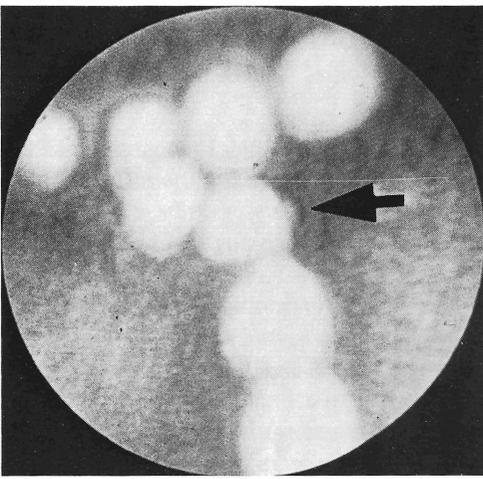
b

Abb. 1 a und b. Experimenteller Aufbau (a) und Prinzipschreibung (b) zur Fundusreflektometrie bei gleichzeitiger Funduskoagulation

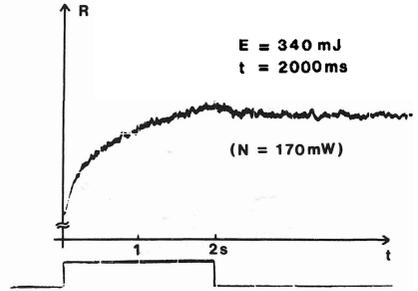
Ergebnisse

Wir möchten anhand einer Serie von Koagulationen, bei der successive die Expositionszeit verkürzt wurde, unsere Ergebnisse schildern.

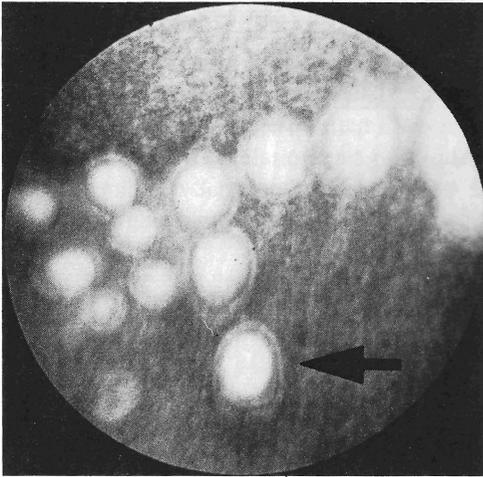
In den nachfolgenden Abbildungen ist links immer die Läsion im Fundusbild und rechts das dazugehörige Reflektionsoszillogramm gezeigt. Als erstes in Abbildung 2 eine Koagulation mit einer Expositionszeit von 2 sec und einer Energie von 340 mJ. Zunächst zeigt sich ein steiles Ansteigen der Weißfärbung, das allmählich immer flacher wird und schließlich in die Sättigung geht. Nach ca. 1 sec nimmt die Weißfärbung im Zentrum praktisch nicht mehr zu, d.h. wir befinden uns zu diesem Zeitpunkt schon im isothermischen Grenzfall, in dem die eingestrahelte Energie praktisch nichts mehr zur Koagulation beiträgt.



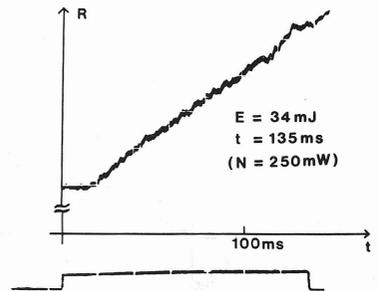
2a



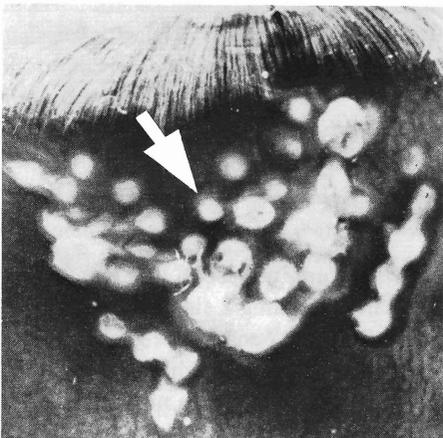
2b



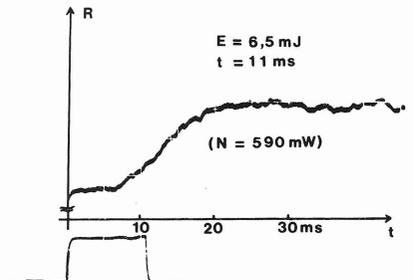
3a



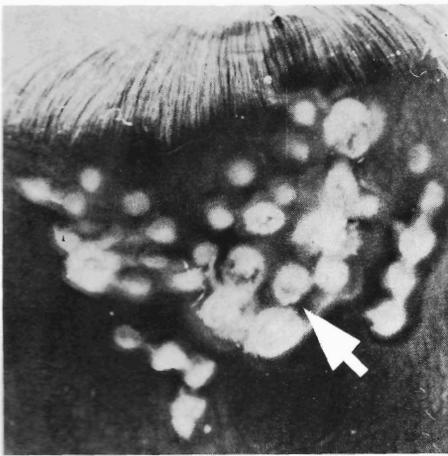
3b



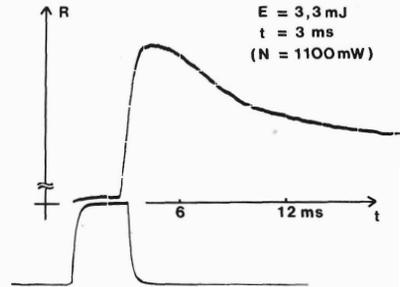
4a



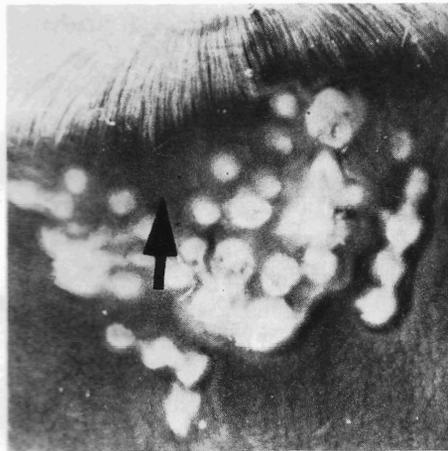
4b



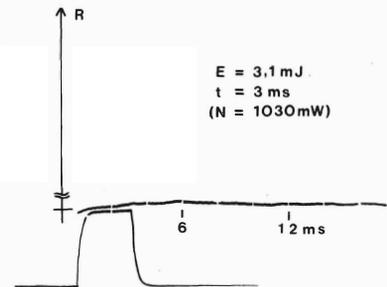
5a



5b



6a



6b

Abb. 2a und 2b bis 6a und 6b. Fundusbilder (a) und Reflexionsoszillogramme (b) der im Text näher erläuterten Koagulationen. Bei den Oszillogrammen ist oben die Reflexionsleuchtdichte und unten der Koagulationsimpuls in Abhängigkeit von der Zeit aufgetragen

Verringert man nun die Koagulationszeit auf 135 msec, so zeigt sich folgendes Bild (Abb. 3): Zunächst fällt auf, daß jetzt nurmehr ein Zehntel der Energie, nämlich 34 mJ zur Koagulation mit gleich guter Weißfärbung notwendig ist. Weiterhin ist besonders bemerkenswert die Zeitverzögerung der Weißfärbung am Anfang und Ende der Exposition. Am Anfang setzt erst nach ca. 10 msec die Weißfärbung ein, dauert aber auch nach Ende der Exposition noch an. (Leider ist auf diesem Bild das Ende der Weißfärbung nicht mehr sichtbar.)

Bei weiterer Verringerung der Expositionszeit auf ca. 10 msec zeigt sich folgendes Bild (Abb. 4):

Die zur Koagulation notwendige Energie beträgt jetzt nur noch 6,5 mJ, konnte also gegenüber dem vorigen Fall noch einmal um den Faktor 5 verringert werden. (Im übrigen bei einer

Leistung von ca. 600 mW, wie sie bei jedem Laserkoagulator zur Verfügung steht.) Auch hier fällt die Zeitverzögerung der Weißfärbung wieder auf. Es vergeht jetzt schon mehr als die Hälfte der Impulszeit, bis die Weißfärbung einsetzt und nach der Koagulation wird der Endwert der Weißfärbung erst 10 msec später erreicht. Eine Erklärung für diesen Verzögerungseffekt möchte ich am Ende des Vortrages geben.

Die Abbildung 5 zeigt eine Koagulation mit einer Expositionszeit von nur 3 msec. Die Energie beträgt jetzt nur noch 3,3 mJ. Was Sie nun hier sehen, unterscheidet sich grundsätzlich von allen anderen gezeigten Bildern. Nach der nun schon bekannten Zeitverzögerung beobachtet man ganz am Ende des Pulses plötzlich einen sehr steilen Anstieg des reflektierten Lichtes. Dieser schnelle Anstieg innerhalb von Bruchteilen einer msec schließt eine biologische Reaktion, wie sie bei den vorher gezeigten thermischen Läsionen zu beobachten war, aus. Beachten Sie bitte die subretinale Blutung auf dem Fundusfoto, die ebenso wie der steile Reflektionsanstieg auf einen mechanischen Defekt hinweist. Diese Koagulation zeigt also sicher einen unerwünscht starken Effekt.

Deshalb ist in Abbildung 6 eine Koagulation bei der gleichen Zeit von 3 msec und einer Energie von 3,1 mJ, also nur 10% weniger Energie als bei der Abbildung 5 gezeigt. Man erkennt, daß hier überhaupt keine Weißfärbung stattgefunden hat. Bei diesen Koagulationszeiten ist es also nur möglich, entweder keinen oder einen unerwünscht starken Effekt zu erzielen.

Diskussion

Die Frage ist nun, wie lassen sich unsere Beobachtungen erklären und welche Konsequenzen können daraus gezogen werden? Zunächst muß man sich vergegenwärtigen, daß die Weißfärbung des Augenhintergrundes nichts anderes als eine Trübung der transparenten neutralen Netzhaut ist. Unter dieser Voraussetzung ist die immer zu beobachtende Zeitverzögerung der Weißfärbung gegenüber dem Laserimpuls leicht zu erklären. Es ist nämlich die Zeit, die notwendig ist, bis genügend Energie vom Absorptionort, dem Pigmentepithel, zum Beobachtungsort der Weißfärbung, der Netzhaut, durch Wärmeleitung transportiert wird. Auf der anderen Seite findet auch nach dem Ende der Koagulation immer noch ein Wärmetransport in die Netzhaut statt, was das Ansteigen der Weißfärbung auch über den Koagulationsimpuls hinaus



Abb. 7. Histologischer Schnitt der Läsion, die in Abb. 5 gezeigt ist. Man erkennt deutlich die mechanischen Aufwerfungen der Netzhaut im Zentrum der Läsion und am Rand eine Spaltung zwischen Netzhaut und Pigmentepithel. Die äußere Körnerschicht erscheint nur gering geschädigt

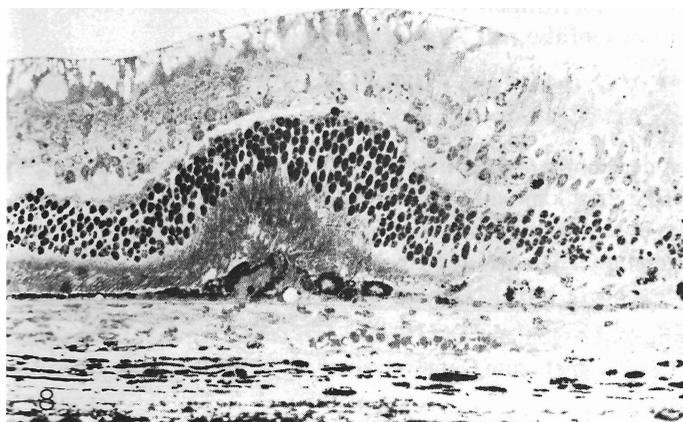


Abb. 8. Histologischer Schnitt der Läsion die in Abb. 3 gezeigt ist. Es zeigt sich das typische Bild eines thermischen Schadens an Pigmentepithel und Netzhaut. Die äußere Körnerschicht ist deutlich pyknotisch. Mechanische Defekte sind nicht erkennbar

erklärt. Bei Erhöhung der Leistung und gleichzeitig überproportionaler Verkürzung der Expositionszeit, also im Ganzen Verringerung der Energie, verkürzt sich die Zeit für den Energietransport zur Netzhaut. Man erreicht aber unter den hier gegebenen Bedingungen bei ca. 5 msec die Grenze, wo durch zu schnelles Aufheizen des Pigmentepithels dort dann explosionsartige Effekte auftreten. Daß bei diesen kurzen Zeiten mechanische Effekte die Hauptrolle spielen, sollen abschließend noch die beiden Abbildungen 7 und 8 zeigen.

Als Konsequenz daraus ergibt sich also, daß bei Koagulatoren mit genügend großer Leuchtdichte, wie z.B. bei allen Laserkoagulatoren, die optimalen Koagulationszeiten für Retinopexiekoagulationen im Bereich zwischen 10 und 50 msec liegen.

Intravitalmikroskopische Untersuchungen zur selektiven Koagulation kleiner Gefäße mit Argonlaser

K.-P. Boergen*, R. Birngruber**, V.-P. Gabel* und F. Hillenkamp**

Die Gefäßkoagulation ist neben der Photokoagulation der Netzhaut ein wichtiges Anwendungsgebiet des Argonlasers. Trotz ihrer klinischen Bedeutung ist über die Primärwirkungen von Laserlicht auf Gefäße kaum etwas bekannt. Im Rahmen eines umfassenden Programms zur Optimierung der Lichtkoagulation haben wir deshalb experimentelle Untersuchungen durchgeführt mit dem Ziel, insbesondere zwei Fragen zu klären:

1. Welche Effekte lassen sich mit dem Argonlaser an kleinen Gefäßen in nicht absorbierender Umgebung erzielen und sind diese geeignet, zum Gefäßverschluß zu führen oder dazu beizutragen?
2. Welche Energiedichten sind hierfür erforderlich und liegen diese in einem Bereich, der für eine Anwendung am Auge tragbar erscheint?

Hierzu führten wir Koagulationsversuche an Gefäßen des Rattenmesenteriums unter vitalmikroskopischer Beobachtung durch.

Der Laserstrahl (Abb. 1) wurde über einen Lichtleiter und eine umgebaute Zeicheneinrichtung in den Auflichtstrahlengang eines Orthoplan-Großfeldmikroskops (Firma Leitz, Wetzlar) eingespiegelt, ein konstanter Anteil wurde zur Energiedichtemessung abgezweigt. Koaguliert wurde über ein Trockenobjektiv, oder, für Übersichten, mit 2 1/2-facher Objektivvergrößerung. Als Versuchstiere dienten männliche, 25 Tage alte Albinoratten, die 4 Tage mangelernährt wurden, um das Mesenterialfett gering zu halten. Durch einen kleinen Medianschnitt wurde eine Darmschlinge extracorporal verlagert und mit körperwarmer Ringerlösung irrigiert. Von den Koagulationsparametern (Tab. 1) wurden die Fleckgröße und die Expositionszeit konstant gehalten.

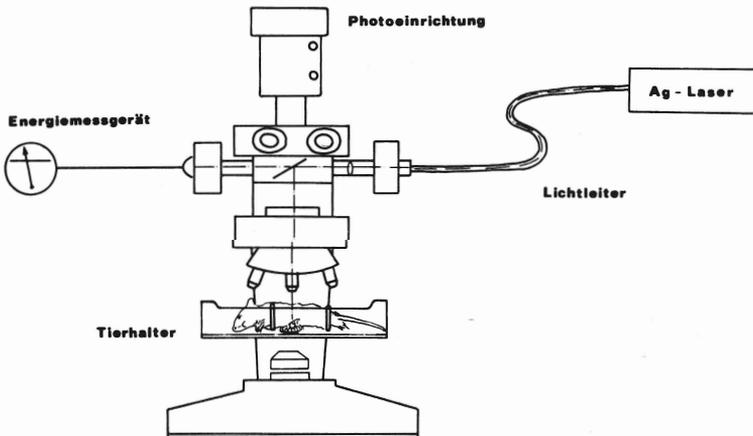


Abb. 1. Schemazeichnung des Versuchsaufbaus

* Augenklinik der Universität München (Direktor: Professor Dr. O.-E. Lund)

** Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung m.b.H., Neuherberg b. München

Dieser Arbeit liegen Ergebnisse aus einem Forschungsvorhaben zugrunde, das vom Bundesministerium für Forschung und Technologie finanziell gefördert wird.