

Untersuchung von Augengefährdungen durch
scannende Lasersysteme zur Unterstützung von
Entwurfsprozessen

Zur Erlangung des akademischen Grades eines

DOKTOR-INGENIEURS (Dr.-Ing.)

von der Fakultät für
Elektrotechnik und Informationstechnik
am Karlsruher Institut für Technologie (KIT)
genehmigte

DISSERTATION

von

Dipl.-Ing. Nico Heußner

geboren in Seeheim-Jugenheim

Tag der mündlichen Prüfung:
02. Juni 2015

Hauptreferent: Prof. Dr. rer. nat. W. Stork
Korreferent: Prof. Dr. med. M. Spitzer

Karlsruhe, den 30.04.2015

Nico Heußner

Untersuchung von Augengefährdungen durch scannende Lasersysteme zur Unterstützung von Entwurfsprozessen

Logic is the beginning of wisdom, not the end.

Spock

Inhaltsverzeichnis

1	Motivation	1
2	Technische Grundlagen	5
2.1	Wärmetransportmechanismen	5
2.1.1	Wärmeleitung	5
2.1.2	Konvektion	7
2.1.3	Wärmestrahlung	7
2.2	Wärmetransport in Gewebe	8
2.3	Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe	9
2.3.1	Finite-Differenzen-Methode	9
2.3.2	Finite-Volumen-Methode	11
2.3.3	Erzeugung des Gitternetzes	12
2.3.4	Randbedingungen	15
2.3.5	Courant-Friedrichs-Levi Kriterium	16
2.4	Messmethoden	17
2.4.1	Infrarotmessung der Temperatur	17
2.4.2	Faseroptische Temperatursensoren	18
2.5	Raytracing	19
3	Medizinische Grundlagen	23
3.1	Das menschliche Auge	23
3.1.1	Sklera	23
3.1.2	Ziliarkörper	23
3.1.3	Iris	24
3.1.4	Chorioidea	25
3.1.5	Retina	27
3.1.6	Kornea	28
3.1.7	Linse	29
3.1.8	Augenkammern	29
3.1.9	Glaskörper	30
3.2	Laser-Gewebe Wechselwirkung / Gewebeschäden	30
3.2.1	Schadenstypen	30

Inhaltsverzeichnis

3.2.2	Zusammenhang Temperatur - Schaden	31
3.2.3	Einfluss des Blutflusses	32
4	Grundlagen scannender Lasersysteme	35
4.1	Flying-Spot-Projektor	35
4.2	Scannendes Light Detection and Ranging	37
5	Stand der Technik	39
5.1	Augenmodelle	39
5.2	Kritik am Stand der Technik	45
6	Modellbildung	47
6.1	Modul A - Optisches Augenmodell	48
6.2	Modul B - Thermodynamisches Augenmodell	53
6.2.1	Geometrie und Gewebeeigenschaften	54
6.2.2	Randbedingungen an Kornea und Sklera	57
6.2.3	Erzeugen des Gitternetzes	59
6.2.4	Positionierung und Implementierung des Blutflusses	61
6.2.5	Temperaturberechnung	62
6.2.6	Schadensberechnung	64
7	Modellvalidierung	65
7.1	Validierung gegen Literatur	66
7.1.1	Steady-State-Validierung	66
7.1.2	Transiente Validierung - Temperatur	70
7.1.3	Transiente Validierung - Schaden	72
7.2	Validierung gegen Messungen an Luft	75
7.2.1	Vorgehen	75
7.2.2	Aufbau	76
7.2.3	Ergebnisse	77
7.3	Validierung gegen Messungen unter Wasser	79
7.3.1	Vorgehen	79
7.3.2	Aufbau	80
7.3.3	Ergebnisse	82
7.3.4	Einfluss des Messsystems auf die Messung	85
8	Evaluierung scannender Lasersysteme	87
8.1	Netzhautscanning	87
8.2	Vergleich DLP und FSP	90

9	Zusammenfassung	93
10	Ausblick	95
A	User defined functions	97
B	Matlab-Code	101
C	C++	105
D	Betreute studentische Arbeiten	115
E	Wissenschaftliche Veröffentlichungen	117

1. Motivation

Mit der steigenden Anzahl von Laser-Anwendungen in den verschiedensten Bereichen, von der Displaytechnik bis hin zu Laseroperationen, wird die Gefährdungsbeurteilung für das menschliche Auge unter Laserbestrahlung immer wichtiger. Vor allem die zunehmende Relevanz scannender Systeme spielt hier eine große Rolle. Zum einen ist immer noch umstritten, inwiefern der Laserschutzstandard [49] der tatsächlichen Gefährdung im scannenden Fall Rechnung trägt, zum anderen ist der Standard sehr komplex und daher selbst für fachlich geschulte Personen schwer zugänglich. Da bei der Entwicklung scannender Systeme die Beachtung des Laserschutzes also umständlich ist, wurde im Rahmen dieser Arbeit ein entwurfsunterstützendes Tool entwickelt, anhand dessen man die Temperaturen und Schäden, die innerhalb des Auges unter Laserbestrahlung entstehen, berechnen kann. Dies ist sowohl als Vergleichspunkt zum Standard, als auch als Referenzpunkt bei der Entwicklung von Lasersystemen nützlich.

Gefährdungen des Auges können einerseits durch absichtliche Bestrahlung wie z.B. bei Laseroperationen entstehen, andererseits durch versehentliche Exposition. Letzteres ist die Standardannahme bei der Definition von Laserschutzklassen ¹ [35]. Für diese Arbeit von besonderem Interesse ist beispielsweise der bereits erwähnte Fall scannender Laser. Diese kommen sowohl im Bereich der Laserprojektoren [29][41][40] als auch für Umgebungssensoren zum Einsatz [10].

Da bei vielen neuen Laserapplikationen auch neue Gefährdungsszenarien entstehen, ergibt sich immer auch die Frage nach der konkreten Gefährdungsbeurteilung. Dementsprechend ist bei neuen Technologien auch die Frage der zulässigen Emissionsgrenzwerte oft unklar. Um neue Technologien adäquat im Laserschutzstandard berücksichtigen zu können, muss zunächst festgestellt werden, welche Grenzwerte nötig sind und wie sie mit den Laserparametern zusammenhängen. Ansonsten be-

¹ Abgesehen vom Spezialfall des *intentional viewings*

1. Motivation

steht die Gefahr einer Fehleinschätzung, welche entweder zu einer zu hohen oder zu niedrigen Emissionsleistung führen kann. Um diese Lücke zu schließen, wird im Rahmen dieser Arbeit eine Methodik vorgestellt, die die Untersuchung beliebiger neuartiger Laserquellen ermöglicht und eine schnelle und einfache Gefährdungsbeurteilung vornimmt. Die Arbeit unterteilt sich in einen Abschnitt, in dem eine Toolchain zur Entwurfsunterstützung entwickelt wird (Kapitel 6), einen Abschnitt, welcher sich mit der Validierung der Toolchain beschäftigt (Kapitel 7), sowie einem Abschnitt, welcher die Anwendung dieser Toolchain beschreibt (Kapitel 8).

Für die Modellierung und damit Vorhersage von Temperatur und Schaden fiel die Wahl auf eine Kombination aus der verbreiteten Optikdesign-Software Zemax sowie den thermodynamischen Tools Altair Hypermesh und Ansys Fluent. In Zemax findet die Modellierung des Strahlengangs von der Laserquelle durch die verschiedenen Bereiche des Auges statt. In welchem Bereich die Strahlung absorbiert wird, hängt dabei von der Laserwellenlänge ab. Unter Verwendung des wellenlängenabhängigen Absorptionswertes wird dann die absorbierte Energie berechnet. Zur Bestimmung der Temperaturen und Schäden wird in Altair Hypermesh ein dreidimensionales Modell des Auges erstellt, welches dann in Ansys Fluent zur Berechnung der Temperatur verwendet wird. Dafür wird die zeitabhängige Energiedeposition, die aus dem Zemax Modell sowie den Absorptionswerten folgt, in Ansys Fluent übertragen. Dies geschieht anhand eines Tools auf Basis von C++, welches diese Energiedeposition beschreibt. Ansys Fluent löst dann die Wärmeleitungsdifferentialgleichung innerhalb des Augenmodells numerisch und bestimmt so die zeitabhängige Temperaturverteilung, welche sich durch die Laserbestrahlung ergibt. Aus dieser zeitabhängigen Temperaturverteilung wird dann auf Basis des *Arrhenius-Integrals* die zeitabhängige Schadenswahrscheinlichkeit bestimmt. Am Ende steht ein dreidimensionales Modell des Auges, welches anzeigt, sobald die Schadenswahrscheinlichkeit den Wert eins erreicht hat.

Für die Validierung dieses Modells wurden zum einen Literaturwerte für die Temperaturverteilung im ganzen Auge sowie retinale Temperaturen und Schäden unter Laserbestrahlung herangezogen. Um eine verlässliche Aussage über die Validität des Modells treffen zu können, wurden

darüber hinaus eigene Messungen durchgeführt. Dafür wurden zwei unterschiedliche Messaufbauten entworfen, welche unter Verwendung von okularem Schweinegewebe die entstehende Temperatur während der Laserbestrahlung messen.

Je nach Bestrahlungsdauer können Augenschädigungen durch unterschiedliche Effekte verursacht werden - dies wird in Kapitel 3.2 diskutiert. Im Rahmen dieser Arbeit stand der Bereich der thermischen Schäden im Mittelpunkt, da dieser Bereich die meisten Gefährdungsfälle abdeckt. Dies bedeutet, dass Pulslängen im Bereich von 1 μ s bis zu 60 s berücksichtigt wurden und für die Toolchain verwendet werden können. Die Untersuchung anderer Schadensmechanismen würde eine entsprechende Erweiterung des Modells erfordern.

2. Technische Grundlagen

2.1. Wärmetransportmechanismen

Der Transport von Wärmeenergie kann auf drei unterschiedliche Arten erfolgen: die direkte Leitung der Wärme durch einen Ausgleich der Atom- bzw. Molekülschwingungen, das Abführen der Wärmeenergie durch einen adjazenten Massestrom sowie die Abfuhr von Wärmeenergie durch thermische Strahlung. Diese 3 grundlegenden Mechanismen sollen hier vorgestellt werden, die Vorgehensweise orientiert sich dabei an [64], [111] und [88].

2.1.1. Wärmeleitung

Unter der Annahme einer richtungsabhängigen Temperaturverteilung definiert man eine Fläche A , welche durch die x - und y -Achse aufgespannt wird. Durch diese Fläche tritt eine zeitabhängige Wärmeenergie dW , welche den Wärmestrom ($P = \dot{W}$) durch A definiert.

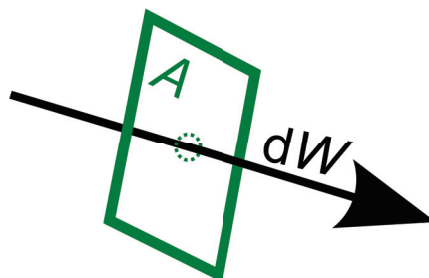


Abb. 2.1.: Prinzip der Wärmeleitung: Die zeitabhängige Wärmeenergie dW durchströmt die Fläche A

Dieser Wärmestrom kann auch durch das Integral über alle Wärmestromdichten j innerhalb von A beschrieben werden:

$$P = \int j dA. \quad (2.1)$$

2. Technische Grundlagen

Dabei ist

$$j = -\lambda \operatorname{grad} T \quad (2.2)$$

mit λ als der Wärmeleitfähigkeit und T als der Temperatur.

Strömt die Wärmeenergie Q nun aus einem V Volumen heraus, entspricht dies der Divergenz der Wärmestromdichte:

$$\operatorname{div} j \, dV = -\dot{Q}_{\text{Leitung}}. \quad (2.3)$$

Die Wärmekapazität des Volumens V ist

$$C_{\text{vol}} = \rho c \, dV \quad (2.4)$$

mit ρ als spezifischer Dichte und c als spezifischer Wärmekapazität. Da die Wärmekapazität definiert ist als das Verhältnis der Energieänderung, die zu einer Temperaturänderung nötig ist, folgt aus Gleichung 2.3 eine Beschreibung für die Temperaturänderung:

$$\dot{T} = -\frac{1}{\rho c} \operatorname{div} j. \quad (2.5)$$

Hieraus folgt durch Einsetzen von Gleichung 2.2 direkt die homogene, quellen- und senkenfreie Wärmeleitungsgleichung:

$$\dot{T} = -\frac{\lambda}{\rho c} \operatorname{div} \operatorname{grad} T = \frac{\lambda}{\rho c} \Delta T = 0. \quad (2.6)$$

Ergänzt man eine weitere Funktion, um eine Wärmequelle (oder -senke) zu berücksichtigen, ergibt sich eine nichthomogene partielle Differentialgleichung. Diese Form wird im folgenden Kapitel benötigt, daher sei sie hier noch einmal für den kartesischen Raum definiert:

$$\frac{\partial T}{\partial t} - \frac{\lambda}{\rho c} \Delta T = f(x, y, z, t). \quad (2.7)$$

2.1.2. Konvektion

Hier wird Wärme durch die Bewegung umliegender Materie mitgeführt, indem diese sich erhitzt und dann durch neue Materie niedrigerer Temperatur ersetzt wird. Dieses Fluid kann ein Gas (z.B. Luft), oder auch eine Flüssigkeit (z.B. Blut¹) sein. Das Fluid streicht dabei mit einer gewissen Geschwindigkeit, Temperatur und materialabhängigen Wärmekapazität über die Grenzfläche eines Körpers.

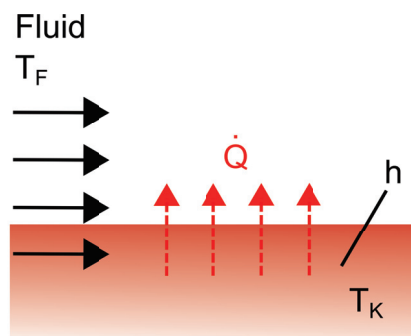


Abb. 2.2.: Prinzip der Konvektion: Ein Fluid der Temperatur T_F strömt über einen Körper der Temperatur T_K . Der Wärmeübergangskoeffizient h beschreibt, wieviel Energie \dot{Q} dadurch abgeführt wird.

Aus diesen Eigenschaften des Fluids ergibt sich ein (in diesem Falle konvektiver) Wärmeübergangskoeffizient h der Einheit $W/(m^2K)$, der die übertragene Wärmeleistung in Abhängigkeit von der Temperaturdifferenz und der überstrichenen Fläche definiert.² Entsprechend ist die übertragene Wärmeleistung wie folgt definiert:

$$\dot{Q}_{Konvektion} = h A (T_K - T_F). \quad (2.8)$$

Dabei ist A die Kontaktfläche des Körpers mit dem Fluid, T_K und T_F sind die Temperaturen des Fluids und Körpers.

2.1.3. Wärmestrahlung

Dieser Mechanismus bedeutet die Energieabgabe durch das Aussenden von Wärmestrahlung, wie sie sich entsprechend des schwarzen Strah-

1 Wie im Fall des Blutstroms durch die Aderhaut, vgl. Kapitel 3.2.3

2 Der interessierte Leser sei für Details über die Definition des Übergangskoeffizienten an entsprechende Fachliteratur, z.B. [47], verwiesen.

2. Technische Grundlagen

lers abhängig von der Temperatur ergibt (siehe auch Kapitel 2.4.1). Die abgegebene Temperatur folgt dabei dem Stefan-Boltzmann Gesetz:

$$\dot{Q}_{Strahlung} = \sigma \epsilon A (T_K^4 - T_{Umgebung}^4) \quad (2.9)$$

Dabei ist σ die Stefan-Boltzmann-Konstante, ϵ der Emissionsgrad³ und A die Oberfläche des Körpers. Der letzte Term beschreibt die Temperaturdifferenz zwischen Strahler und Umgebung.

2.2. Wärmetransport in Gewebe

Aufbauend auf der inhomogenen Wärmeleitungsgleichung entwickelte Pennes im Jahre 1948 die nach ihm benannte *Bio-Wärmegleichung*, welche den Wärmefluss in Gewebe unter Berücksichtigung der metabolischen Wärmeerzeugung Q_m sowie des Wärmeaustausches durch den Blutfluss Q_b berücksichtigt. Sie lautet [86]:

$$\rho_g c_g \frac{\partial T_g}{\partial t} = \nabla (k \nabla T_t) + Q_m + Q_b \quad (2.10)$$

mit

$$Q_b = \omega_b \rho_b c_b (T_{a,in} - T_g) \quad (2.11)$$

wobei ρ_g die Dichte des Gewebes ist, T_g die Gewebetemperatur und c_g die spezifische Wärmekonstante des Gewebes. ω_b steht für die Perfusionsrate, ρ_b für die Dichte und c_b für die spezifische Wärmekonstante des Blutes, während $T_{a,in}$ die Temperatur des Blutes im arteriellen Einfluss ist. Diese Gleichung ist eine der Standardmethoden, um thermische Berechnungen im Bereich der Biomedizin durchzuführen. Analytische Lösungen sind in einer Dimension möglich, werden in drei Dimensionen jedoch selbst bei Vernachlässigung von Wärmestrahlung und Konvektion praktisch unmöglich. Wenn die Lösung dieser Formulierung der

3 Dieser ist als $\epsilon \in [0...1]$ definiert, entsprechend dem Grad der Ähnlichkeit des Strahlers mit einem schwarzen Strahler.

2.3. Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe

Wärmeleitungsgleichung für komplexe und mehrdimensionale Geometrien gelöst werden soll, muss somit auf numerische Methoden zurückgegriffen werden. Für die vorliegende Arbeit bedeutete dies die Erzeugung eines Augenmodells auf Basis der Finiten-Volumen-Methode. Im Folgenden werden daher zunächst die Grundlagen für diese Modellbildung diskutiert, sowohl in Hinsicht auf die numerische Lösung als auch auf die biologischen Aspekte des menschlichen Auges.

2.3. Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe

Grundlage der numerischen Lösung der partiellen Differentialgleichung 2.10 ist die Aufteilung des zu untersuchenden Bereichs in Bereiche finiter Größe. Dies bedeutet, dass bestimmte diskrete Raumbereiche definiert werden (Flächen oder Volumen), für welche eine vereinfachte Beschreibung der verwendeten Differentialgleichung (zum Beispiel die Wärmeleitungsgleichung) die Problemstellung in eine numerisch leicht lösbare Form bringt. In diesem Abschnitt werden die Grundlagen hinsichtlich der Definition der Raumbereiche, dem sogenannten Gitternetz (englisch: *mesh*), sowie der numerischen Aspekte kurz eingeführt.

Grundsätzlich kommen drei unterschiedliche Ansätze für die numerische Lösung in Frage: Die *Finite-Differenzen-Methode*, die *Finite-Volumen-Methode* und die *Finite-Elemente-Methode*. Diese verwenden unterschiedliche numerische Ansätze, die jedoch alle der Lösung der partiellen Differentialgleichungen dienen. Es wird zuerst vorbereitend das Konzept der Finite-Differenzen-Methode diskutiert und danach, darauf aufbauend die Methode der Finiten-Volumen, welche im Rahmen der vorliegenden Arbeit zum Einsatz kam. Die Beschreibungen orientieren sich an [113][91][85][56].

2.3.1. Finite-Differenzen-Methode

Diese Methode fußt auf der Ersetzung der Ableitung durch einen Differenzenquotienten:

$$a'(x) = \lim_{h \rightarrow 0} \frac{a(x+h) - a(x)}{h} \quad (2.12)$$

2. Technische Grundlagen

Entsprechend werden alle auftretenden Ableitungen durch finite Differenzen ersetzt, der betrachtete Bereich wird also diskretisiert (vgl. Abbildung 2.3). Im üblichen Falle dreier Dimensionen ergibt sich damit ein Gitter im kartesischen Raum (beispielsweise (x,y,z)), wobei man sich die Schnittpunkte der Gitterlinien als Bezugspunkte für die Differenzenbildung vorstellen kann. Demzufolge werden die Richtungsableitungen in drei Dimensionen durch die jeweiligen Differenzenquotienten beschrieben.

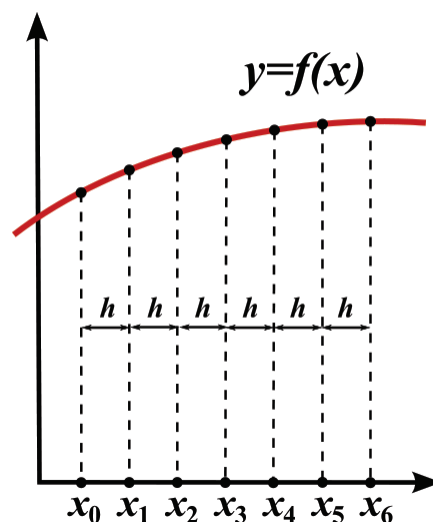


Abb. 2.3.: Mechanismus Finite-Differenzen in einer Dimension: Die Funktion wird in Teile finiter Größe zerlegt. Die Differenzen, die daraus folgen, werden dann durch eine Reihenentwicklung angenähert

Diese Quotienten werden dann durch eine Taylorreihe approximiert; die gewünschte Genauigkeit folgt aus der gewählten Anzahl von Termen innerhalb der Reihenentwicklung, jede Verbesserung der numerischen Genauigkeit wird dabei durch einen höheren Rechenaufwand bezahlt. Insgesamt bedeutet dies also, dass bei der Finite-Differenzen-Methode das betrachtete Gebiet durch eine finite Anzahl an Stützstellen abgebildet wird, der Bereich zwischen diesen wird irrelevant. Wendet man die Taylor-Approximation beispielhaft für Gleichung 2.12 an, ergeben sich folgende Formulierungen:

2.3. Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe

Die Taylorentwicklungen seien bis zur dritten Ordnung gewählt zu

$$a(x_{i-1}) = a(x_i) - \Delta x a_x(x_i) + \frac{\Delta x^2}{2} a_{xx}(x_i) - \frac{\Delta x^3}{6} a_{xxx}(x_i) + \dots \quad (2.13)$$

$$a(x_{i+1}) = a(x_i) + \Delta x a_x(x_i) + \frac{\Delta x^2}{2} a_{xx}(x_i) + \frac{\Delta x^3}{6} a_{xxx}(x_i) + \dots \quad (2.14)$$

womit sich als Differenz

$$a(x_{i+1}) - a(x_{i-1}) = 2\Delta x a_x(x_i) + \frac{2\Delta x^3}{6} a_{xxx}(x_i) + O(\Delta x^5) \quad (2.15)$$

ergibt und als Differenzenquotient, analog zu Gleichung 2.12, mit einer räumlichen Schrittweite von $2\Delta x$, also dem doppelten Abstand zweier benachbarter Punkte

$$\frac{a(x_{i+1}) - a(x_{i-1}))}{2\Delta x} = a_x(x_i) + \frac{\Delta x^2}{6} a_{xxx}(x_i) + O(\Delta x^4) \quad (2.16)$$

folgt. Damit wurde die Ableitung in eine numerisch lösbare Form transformiert. Auf diese Art und Weise wird der ganze Zielbereich in ein algebraisches Gleichungssystem überführt, welches dann statt komplexen Ableitungen lediglich Differenzen berechnen muss. Die Genauigkeit der Lösung entspricht dabei der durch die Größe von Δx definierten Auflösung. Durch sie steigt neben der Qualität des Ergebnisses aber auch der Rechenaufwand. Für eine vertiefte Diskussion dieser Methode sei an entsprechende Literatur, insbesondere [91] und [56], die exemplarisch die Überführung in eine Lösungsmatrix zeigen, verwiesen.

2.3.2. Finite-Volumen-Methode

Auch hier wird der betrachtete Bereich anhand eines Gitternetzes diskretisiert. Im Unterschied zur Finite-Differenzen-Methode wird jedoch in diskrete Volumen unterteilt. Die dem Problem zugrundeliegende Bilanzgleichung⁴ wird nun für jedes Volumen in integraler Form formuliert. Hat diese Bilanzgleichung die Form

⁴ Eine partielle Differentialgleichung, welche beispielsweise Wärme- und Massefluss oder auch Konzentrationsfunktionen wie auch das Druckverhalten beinhalten kann.

2. Technische Grundlagen

$$\frac{\partial}{\partial t}u(x, t) + \nabla f(u) = 0 \quad (2.17)$$

mit der Erhaltungsgröße $u(x, t)$ sowie dem Fluss $f(u)$ und der Raumvariablen x und Zeitvariablen t , so folgt durch die Integration über das Gebiet G einer Meshzelle und das Anwenden des Gaußschen Integralsatzes:

$$\int_G \frac{\partial}{\partial t}u dV + \int_{\partial G} f(u)n dS = 0 \quad (2.18)$$

Dabei ist ∂G der Rand des Gebietes und n der nach außen gerichtete Normalenvektor.

Die Rechenpunkte liegen bei der numerischen Lösung des Problems dabei im Schwerpunkt des jeweiligen Volumens. An dieser Stelle werden die Bilanzgleichungen gelöst und anschließend als Wert, der das ganze Raumvolumen repräsentiert, gespeichert. Der Vorteil der integralen Formulierung liegt darin, dass die Integrale über den Rand der Volumenelemente entsprechend des gaußschen Integralsatzes beschreiben, welcher Fluss aus einem Volumen hinaus- oder in ein Volumen hineinströmt. Damit ist sichergestellt, dass die Energieerhaltung innerhalb jedes Volumenelements berücksichtigt ist. Die Berechnung der Integrale setzt jedoch voraus, dass der Fluss in jedem Ort bekannt ist. Da die Lösungen nur für die Rechenpunkte im Schwerpunkt des Volumens berechnet werden, müssen die Integrale an den Oberflächen approximiert werden. Dies geschieht durch eine Interpolation zwischen den Schwerpunktwerten, die die jeweilige Oberfläche umfassen - die Genauigkeit steigt wieder entsprechend an, sobald man größeren Rechenaufwand in Kauf nimmt und damit eine bessere Interpolationsqualität ermöglicht.

2.3.3. Erzeugung des Gitternetzes

Um die entsprechenden Differentialgleichungen zu lösen, muss das zu lösende Gebiet, wie bereits beschrieben, diskretisiert werden. Dies erfolgt durch die Zerteilung des Zielgebietes in ein Gitternetz. Ein solches Gitter besteht (in drei Dimensionen) aus mehreren *Knoten* (den Gitterpunkten des Netzes), *Kanten* (den Verbindungslinien zwischen zwei Knoten), sowie den *Zellen* selbst, die das von den Randflächen umgrenzte Volumen sind (siehe Abbildung 2.4).

2.3. Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe

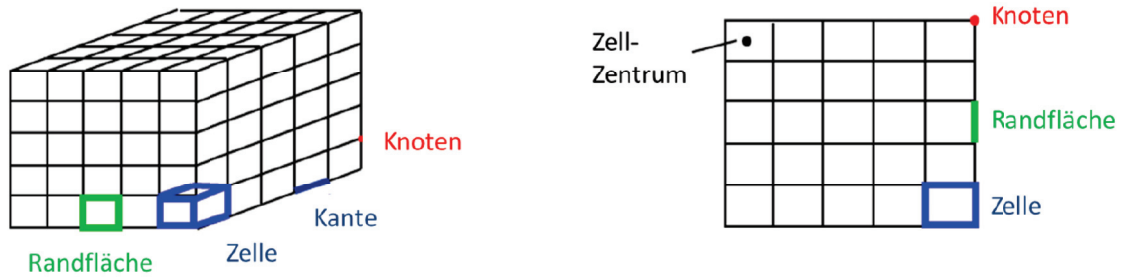


Abb. 2.4.: Nomenklatur eines Gitters in 3 Dimensionen (links) und 2 Dimensionen (rechts): Die *Randflächen* beschränken das Volumen einer *Zelle*. Die Ränder jeder *Zelle* nennt man *Kante* und der Schnittpunkt mehrerer *Kanten* ist ein *Knoten* [45]

Die Erstellung eines Meshs erfolgt üblicherweise dadurch, dass zuerst Oberflächen gemesht werden und auf Basis des zweidimensionalen Oberflächenmeshs dann Volumenmeshs erzeugt werden. Zur Erstellung des Oberflächenmeshs kommen prinzipiell Vierecke, Dreiecke oder eine Kombination von beidem in Frage (siehe Abbildung 2.5).

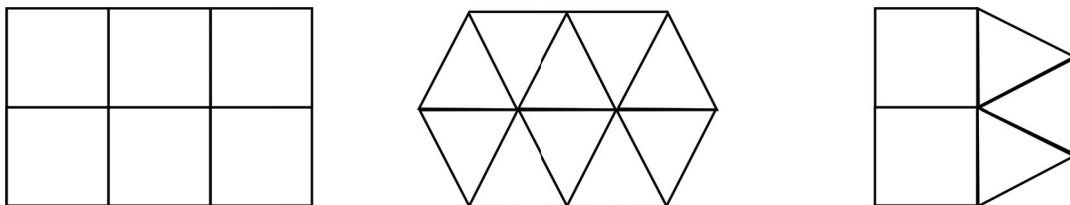


Abb. 2.5.: Gitternetz-Optionen für Oberflächen: Rechteck-Gitternetz, Dreieck-Gitternetz und Misch-Gitternetz (v.l.n.r.)

Um aus diesen Oberflächenmeshs Volumenmeshs zu erzeugen, gibt es zwei Möglichkeiten: Besitzen die Oberflächenmeshs, welche das Volumen einschließen, identische Zellen, so kann der Raum zwischen ihnen durch eine Projektion der Oberflächenmeshs gefüllt werden - dieses Vorgehen wird *solid map meshing* genannt. Weichen die Oberflächenmeshs voneinander ab, so wird der Raum durch ein sogenanntes *Tetramesh* gefüllt. Dieses wird automatisiert erzeugt, da nun Größe und Form der Zellen variiert werden müssen, um die unterschiedlichen Oberflächenmeshs zu verbinden. Gleichzeitig wird das Volumenmesh hinsichtlich

2. Technische Grundlagen

der Meshqualität optimiert.

Die beiden Meshingarten sollen anhand eines konkreten Mesh noch einmal verdeutlicht werden: Abbildung 2.6 zeigt einen Ausschnitt aus dem hier diskutierten Augenmodell. Dabei ist die *Retina* in gelb, das *retinale Pigmentepithel (RPE)* in braun, die *Aderhaut* in rot und die *Lederhaut* in grau eingefärbt⁵. Man sieht also einen Schnitt durch den hinteren Teil des Auges. Das Volumen des RPEs wurde durch eine Projektion der Oberflächenmeshs zwischen RPE und Retina bzw. zwischen RPE und Aderhaut realisiert, alle Zellen dieses Bereichs besitzen somit die gleiche Größe und das gleiche Volumen⁶. Die restlichen Zellen hingegen wurden zwischen Oberflächenmeshs erzeugt, welche stark voneinander abweichen. So sieht man beispielsweise die Zellen der Aderhaut von den Dimensionen des RPEs linkerhand zu den Dimensionen der Sklera rechterhand anwachsen.

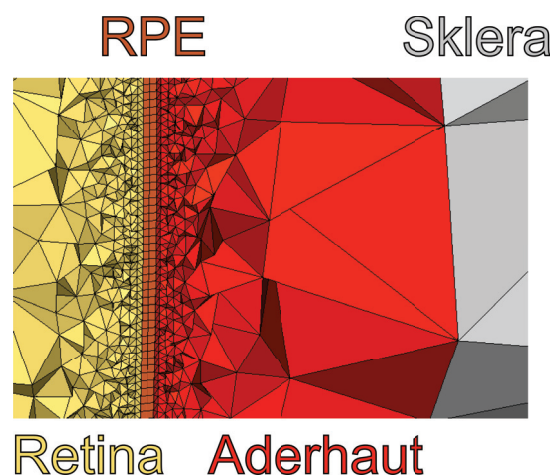


Abb. 2.6.: Mesharten innerhalb des Augenmodells: Das *RPE* wurde als *solid map mesh* realisiert, die restlichen Bereiche als *Tetramesh*

Soll die Qualität eines Objekts beurteilt werden, wird diese über die Abweichung vom (für die Berechnungen) idealen Objekt definiert. Dafür wird einerseits die Verzerrung herangezogen sowie andererseits das Seitenverhältnis. Diese Parameter sind während der Erstellung eines Gitternetzes zu beachten, um ein möglichst gutes und stabiles Ergebnis zu

⁵ Siehe Kapitel 3.1 für eine detaillierte Beschreibung dieser Bereiche des Auges.

⁶ Dafür ergeben sich insbesondere Vorteile hinsichtlich der Implementierung der Bestrahlung wie in Kapitel 6.2 diskutiert wird.

2.3. Numerische Berechnung des Wärmetransports in Gewebe

erhalten. Die Verzerrung (englisch: *skewness*) beschreibt die Orthogonalität des Elements, indem die Verzerrung in Relation zum idealen Objekt bestimmt wird. Abbildung 2.7 (a) zeigt dies am Beispiel eines Dreiecks. Es wird zunächst der kleinste Winkel α zwischen einer Seitenhalbierenden und der Verbindungslinie zweier benachbarter Seitenmittelpunkte berechnet. Dann wird der rechte Winkel, welcher den Idealfall repräsentiert, um diesen Winkel α reduziert. Das perfekte Element hat somit eine skewness von 0. Entsprechend Abbildung 2.7 (b) kann das Aspektverhältnis (englisch: *aspect ratio*) auf zweierlei Weisen definiert werden: das Verhältnis der längsten zur kürzesten Kante (grün eingefärbt) des Elements oder das Verhältnis der längsten Kante zum minimalen Abstand eines Knotens zur gegenüberliegenden Kante⁷ (rot eingefärbt). Sowohl eine zu große Verzerrung als auch ein zu hohes Seitenverhältnis führen zu einer Verschlechterung der Rechenergebnisse. [33][45]

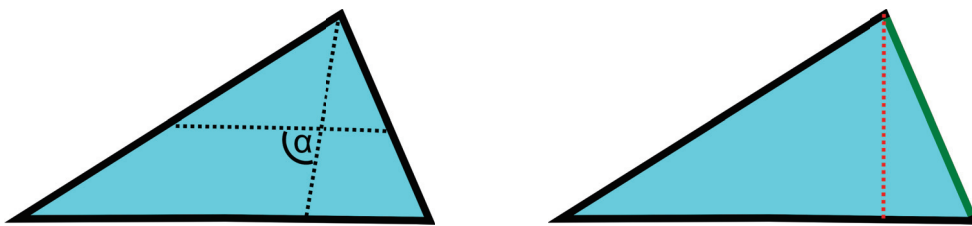


Abb. 2.7.: (a) Verzerrung (links) und (b) Aspektverhältnis (rechts) am Beispiel eines Dreiecks: (a) Der kleinste Winkel α zwischen einer Seitenhalbierenden und der Verbindungslinie zweier benachbarter Seitenmittelpunkte wird ermittelt und mit dem Idealfall eines rechten Winkels verglichen. (b) Das Verhältnis der längsten Kante zur kürzesten Kante (grün eingefärbt) oder zum minimalen Abstand eines Knotens zur gegenüberliegenden Kante (rot eingefärbt) wird bestimmt.

2.3.4. Randbedingungen

Zur Lösung der Differentialgleichungen über das Gitternetz müssen Randbedingungen definiert werden, die der Tatsache Rechnung tragen, dass das Modell eine finite Ausdehnung hat. Die Randbedingungen müssen dabei so gewählt werden, dass durch die Vereinfachung eines realen, infiniten Systems zu einem finiten ein möglichst geringer Fehler entsteht. Dies bedeutet, dass die Ränder der Berechnung weit genug

⁷ In der Software Altair Hypermesh, die im Rahmen dieser Arbeit für das Meshing verwendet wurde, kann der Benutzer einstellen, welche Art der Berechnung er bevorzugt.

2. Technische Grundlagen

von der Problemstellung entfernt sein müssen, um diese nicht zu beeinflussen. Für thermische Probleme bedeutet dies konkret, dass Temperaturänderungen, die sich aus der Problemstellung selbst ergeben, an den Rändern nicht mehr zu sehen sind. Soll beispielsweise eine Wärmequelle untersucht werden, so müssen die Ränder weit genug von der Quelle entfernt sein, sodass innerhalb des betrachteten Zeitraums keine Temperaturerhöhung an den Rändern zu beobachten ist. Prinzipiell gibt es neben dem wichtigen Faktor des Abstandes der Ränder noch einen zweiten wichtigen Parameter, die Eigenschaft der Ränder selbst: Diese können entweder eine feste Temperatur besitzen oder adiabatisch sein. Je nach Problemstellung kann das eine oder das andere sinnvoll sein. Im Rahmen dieser Arbeit werden ausschließlich adiabatische Ränder verwendet und die Modellgröße so gewählt, dass der Temperaturanstieg an den Grenzen 0 K beträgt.

2.3.5. Courant-Friedrichs-Levi Kriterium

Innerhalb der numerischen Lösung der Wärmedifferentialgleichung muss beachtet werden, wie schnell sich die physikalische Information durch das Gitternetz ausbreitet und durch entsprechende Wahl der Zeitschrittweite sichergestellt werden, dass pro Rechenzeitschritt nicht mehr als eine Meshzelle überstrichen wird. Entsprechend gilt für die maximale Schrittweite t_{max} in Abhängigkeit von der Länge der Meshzellen Δx_i und der maximal auftretenden Ausbreitungsgeschwindigkeit $u_{i,max}$

$$t_{max} = \min \left(\frac{\Delta x_i}{u_{i,max}} \right). \quad (2.19)$$

Diese Bedingung wird *Courant-Friedrichs-Levi-Kriterium*⁸ oder auch *Courant-Zahl* genannt und gilt in dieser Form für Meshs, welche auf Rechtecken basieren. Im Falle einer dreieckigen Grundfläche ergibt sich die Weglänge aus dem Innenkreis (vgl. Abbildung 2.8) zu

8 Der Fehler der sich durch Nichteinhaltung dieses Kriteriums ergibt, ist abhängig von der Art des Solvers. Wird eine explizite Lösung verwendet, sollte t_{max} nicht überschritten werden, bei einer impliziten Lösung führen auch größere Zeitschritte nicht zwangsläufig zu Fehlern.

$$t_{max} = \min \left(\frac{2r_i}{u_{i,max}} \right). \quad (2.20)$$



Abb. 2.8.: Definition der Wegstrecke für rechteckige (links) und dreieckige (rechts) Gittergrundflächen [45]: Die Weglänge ergibt sich entweder zu Δx_i oder zu r_i

2.4. Messmethoden

2.4.1. Infrarotmessung der Temperatur

Die Temperaturmessung durch Infrarotkameras beruht auf der thermischen Abstrahlung der zu untersuchenden Körper. Die Wellenlänge der Abstrahlung ist dabei abhängig von der Temperatur des Körpers. Für den Idealfall eines *schwarzen Strahlers*, welcher durch einen Emissionsgrad $\epsilon = 1$ definiert ist, ergibt sich ein temperaturabhängiges Strahlungsspektrum, wie in Abbildung 2.9 dargestellt. Die Abbildung verdeutlicht den Zusammenhang, den man *Wiensches Verschiebungsgesetz* nennt [111]:

$$\lambda_{max} = \frac{2,898 \text{ mm K}}{T} \quad (2.21)$$

Steigt die Temperatur T des schwarzen Strahlers an, wandert das Maximum des abgestrahlten Spektrums λ_{max} zu kürzeren, energiereicheren Wellenlängen. Somit lässt sich aus dem Abstrahlungsmaximum auf die Temperatur eines Strahlers schließen. Da reale Strahler keinen Emissionswert $\epsilon = 1$ besitzen, ist die abgestrahlte (d.h. vom Detektor empfangene) Leistung entsprechend der angesetzten realen Emission des zu messenden Körpers anzupassen. Dies geschieht entsprechend der in Kapitel 2.1.3 definierten Gleichung 2.9.

2. Technische Grundlagen

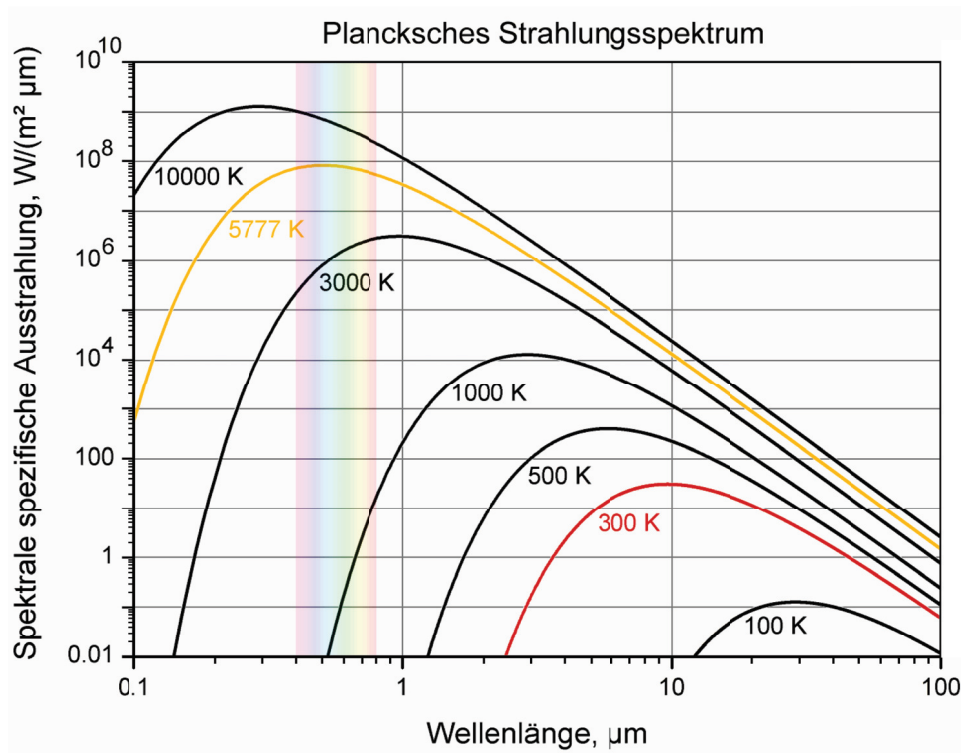


Abb. 2.9.: Plancksches Strahlungsspektrum [117]: Das Ausstrahlungsmaximum des schwarzen Strahlers verschiebt sich mit zunehmender Temperatur zu kürzeren Wellenlängen.

2.4.2. Faseroptische Temperatursensoren

Dieses Messprinzip nutzt die Temperaturabhängigkeit der Bandkante und damit des Absorptionsverhaltens eines Halbleiters aus. Mit steigender Temperatur reduziert sich die Bandlücke eines Halbleiters [26] - dieser Zusammenhang kann phänomenologisch durch Gleichung 2.22 beschrieben werden [112]:

$$E_g(T) = E_g(T = 0 \text{ K}) - \alpha \frac{T^2}{T + \beta} \quad (2.22)$$

Dabei ist E_g die Bandlücke des Halbleiters bzw. $E_g(T = 0 \text{ K})$ die Bandlücke im absoluten thermischen Nullpunkt, α und β sind materialspezifische Konstanten und T ist die Temperatur des Halbleiters. Aus einer Messung des Absorptionsspektrums kann somit auf die Temperatur des Halbleiters geschlossen werden. Dafür wird im Rahmen der vorliegen-

den Arbeit ein kommerziell erhältliches System⁹ verwendet, in welchem ein GaAs-Kristall in eine Glasfaser eingelassen ist. Dieser wird dann mit Weißlicht bestrahlt und das reflektierte Licht, welches der Absorption des Halbleiters unterliegt, spektrometrisch untersucht. Der Vorteil dieser Technologie ist der sehr geringe Einfluss des Messsystems auf die Messung: Einerseits ist die Messspitze sehr klein und kann somit wenig Wärme speichern, andererseits ist sie über eine Glasfaser angekoppelt, somit entsteht eine minimale Wärmesenke durch die Verkabelung.

2.5. Raytracing

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die Software *Zemax* verwendet, um Berechnungen zum Strahlengang auf Basis der geometrischen Optik durchzuführen. Dies geschieht durch sogenanntes *Raytracing* (deutsch: *Strahlverfolgung*), das auf der Berechnung des Verlaufs einzelner Lichtstrahlen basiert. Im Folgenden wird dieses Prinzip kurz anhand der Matrizen-darstellung erläutert¹⁰.

Ausgangspunkt des Raytracings ist die mathematische Beschreibung eines Lichtstrahls, welcher sich in z-Richtung ausbreitet, anhand seiner Position im Raum und seines Schnittwinkels mit einer Oberfläche senkrecht zur Ausbreitungsrichtung. Jedes Objekt welches der Strahl trifft, wird analog durch seinen Einfluss auf den Schnittwinkel und die Position des Strahls beschrieben. Durch eine Multiplikation der aktuellen Strahlparameter mit den Eigenschaften eines Objekts kann dann der Verlauf nach dem Objekt und somit der Effekt eines ganzen Systems beschrieben werden. Dazu werden die Strahl- und Objekteigenschaften wie folgt beschrieben [31]:

Die Position x und der Winkel θ eines Lichtstrahls an der Position i seien durch

$$\begin{pmatrix} x_i \\ \theta_i \end{pmatrix} \quad (2.23)$$

⁹ Spektrometer: Optocon FOTEMP2 / Messspitze: Optocon TS2

¹⁰ An dieser Stelle wird die Annahme achsennaher Strahlen getroffen, man spricht dann von *Paraxial Raytracing* (PRT). Das Prinzip ist für achsenferne Strahlen unverändert, wird jedoch durch diese Annahme leichter zugänglich.

2. Technische Grundlagen

definiert. Eine 2×2 Matrix beschreibt den Effekt eines Objekts:

$$M_{\text{Objekt}} = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \quad (2.24)$$

Je nach Art des Objekts sind die Parameter $a - d$ unterschiedlich definiert. So ist eine Translation über die Länge L (vgl. Abbildung 2.10) durch

$$M_{\text{Translation}} = \begin{pmatrix} 1 & L \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.25)$$

beschrieben, während beispielsweise die Brechung an einer Grenzfläche n_1 zu n_2 durch $d = n_1/n_2$ (Snellius'sches Brechungsgesetz) folgt:

$$M_{\text{Grenzfläche}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & n_1/n_2 \end{pmatrix} \quad (2.26)$$

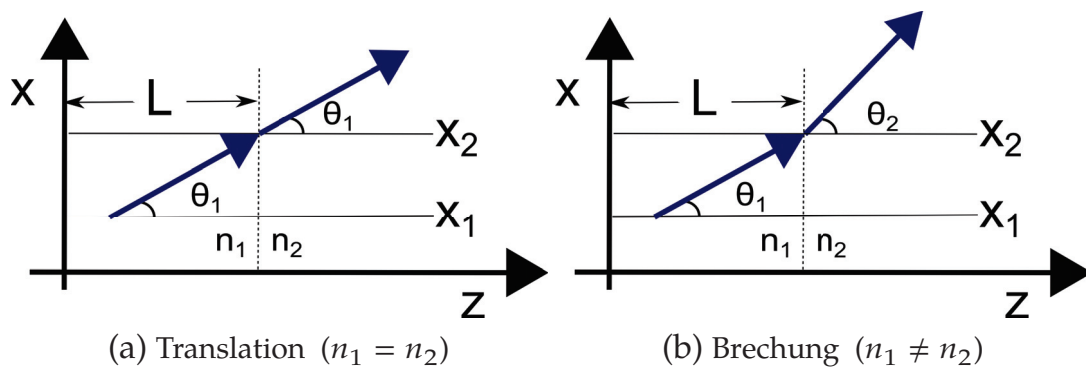


Abb. 2.10.: Translation und Brechung: (a) Bei identischen Brechungsindizes findet keine Brechung statt, lediglich eine Änderung des Ortes entsprechend des bereits vorhandenen Winkels. (b) Bei voneinander abweichenden Brechungsindizes ändert sich der Winkel entsprechend des Snellius'schen Brechungsgesetzes

Ergänzt man noch die Krümmung ρ der Grenzfläche bzw. den Radius $R = 1/\rho$, ergibt sich

$$M_{\text{gekrümmte Grenzfläche}} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ \frac{n_2 - n_1}{R n_2} & n_1/n_2 \end{pmatrix}. \quad (2.27)$$

Die Kombination zweier gekrümmter Grenzflächen mit einer Translation ergibt eine Linse beliebiger Dicke, damit kann der Strahlengang durch ein beliebiges Linsensystem verfolgt werden. Ein Strahl, der mit der Höhe x_1 und unter dem Winkel θ_1 auf eine Linse trifft, verlässt diese an der Position x_2 und unter dem Winkel θ_2 :

$$\begin{pmatrix} x_2 \\ \theta_2 \end{pmatrix} = M_{\text{linke Oberfläche}} M_{\text{Translation}} M_{\text{rechte Oberfläche}} \begin{pmatrix} x_1 \\ \theta_1 \end{pmatrix} \quad (2.28)$$

3. Medizinische Grundlagen

3.1. Das menschliche Auge

Im Folgenden werden die wichtigsten Bereiche des menschlichen Auges mit ihren zentralen Eigenschaften vorgestellt. Diese Kenntnisse sind die Voraussetzung für die spätere Nachbildung des Auges innerhalb der vorgestellten Toolchain.

3.1.1. Sklera

Die Sklera, zu deutsch Lederhaut, ist die äußerste Schicht des Auges (vgl. Abbildung 3.1) und sorgt durch ihre Dicke und Festigkeit für die Stabilität des Auges. Sie bedeckt das Auge zu etwa 80 % bei einem Wassergehalt von 65 bis 75 % [20]. Die Dicke ist variabel je nach Bereich, am dicksten ist sie mit 1 mm im Bereich des Sehnervs, am Äquator¹ sind es 400-500 µm. In Richtung der Augenmuskeln fällt sie auf 300 µm ab, bevor sie zum Limbus hin wieder auf 800 µm anwächst [108] [25]. Der Limbus ist dabei der Übergang von der Leder- zur Hornhaut im vorderen Bereich des Auges. [108] [96] [83] [45]

3.1.2. Ziliarkörper

Der Ziliarkörper ist im Auge verantwortlich für die Aufhängung und Akkommodation der Linse sowie die Produktion des Kammerwassers. Er besteht aus einem glatten hinteren Teil, den man *Pars plana* nennt und der an die *Ora serrata* der Aderhaut angrenzt. Dieser Teil besitzt eine Länge von 4 mm, zu der noch der vordere Teil, die *Pars plicata* kommt, in welchem das Kammerwasser produziert wird. Insgesamt ergibt sich eine Länge von ca. 6 mm [108]. Die *Pars plicata* wölbt sich zur Linse hin und schließt mit der Sklera einen Winkel von 45°-90° ein [108]. Die Linse ist über die Zonulafasern aufgehängt, welche mit beiden Teilen des Ziliarkörpers verbunden sind. Die Blutversorgung geschieht sowohl über die

1 Als Äquator wird die Ebene bezeichnet, welche das Auge mittig in einen vorderen und hinteren Bereich teilt [83].

3. Medizinische Grundlagen

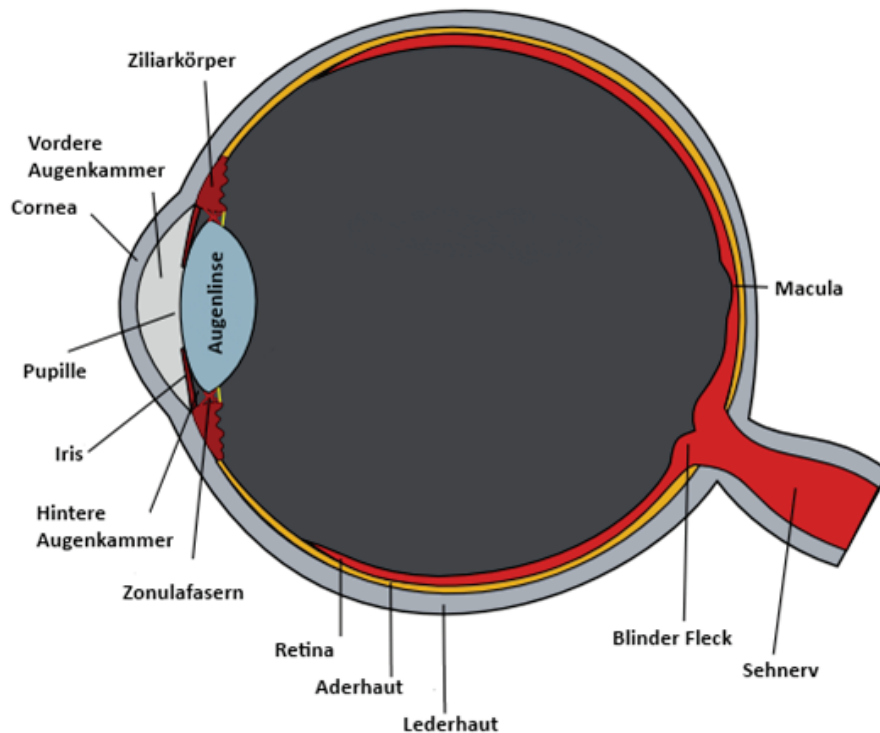


Abb. 3.1.: Schematischer Querschnitt durch das menschliche Auge [82]

vorderen Ziliararterien als auch die langen Ziliararterien. Diese bilden einen Gefäßkranz aus, den man *Circulus arteriosus iridis major* nennt und der für die vorliegende Augenmodellierung von zentraler Bedeutung ist, vgl. Kapitel 6.2.1 und Abbildung 3.2 [90] [83] [52] [108] [96] [45].

3.1.3. Iris

Die Iris (oder auch Regenbogenhaut) erfüllt im menschlichen Auge die Funktion einer Blende. Die durch sie erzeugte Öffnung wird dabei dynamisch den Lichtverhältnissen angepasst. Die Iriswurzel ist mit dem Ziliarkörper verwachsen von wo aus sie Richtung Pupillenrand verläuft. Sie trennt die vordere von der hinteren Augenkammer mit einer Dicke die zwischen $370\ \mu\text{m}$ und $640\ \mu\text{m}$ variiert [27]. Ihr Innendurchmesser ist dabei variabel zwischen $1,5\ \text{mm}$ und $12\ \text{mm}$ [57]², die Weitenregulation wird durch die *Musculi sphincter pupillae* und *Dilatator pupillae* möglich. Diese befinden sich im hinteren Iristeil, dem Pigmentblatt, in dem sich auch eine Pigmentschicht befindet, welche Streulicht filtert. Diese

² Typischerweise beträgt die Öffnung tagsüber ca. $2\ \text{mm}$ und nachts etwa $8\ \text{mm}$ [83]

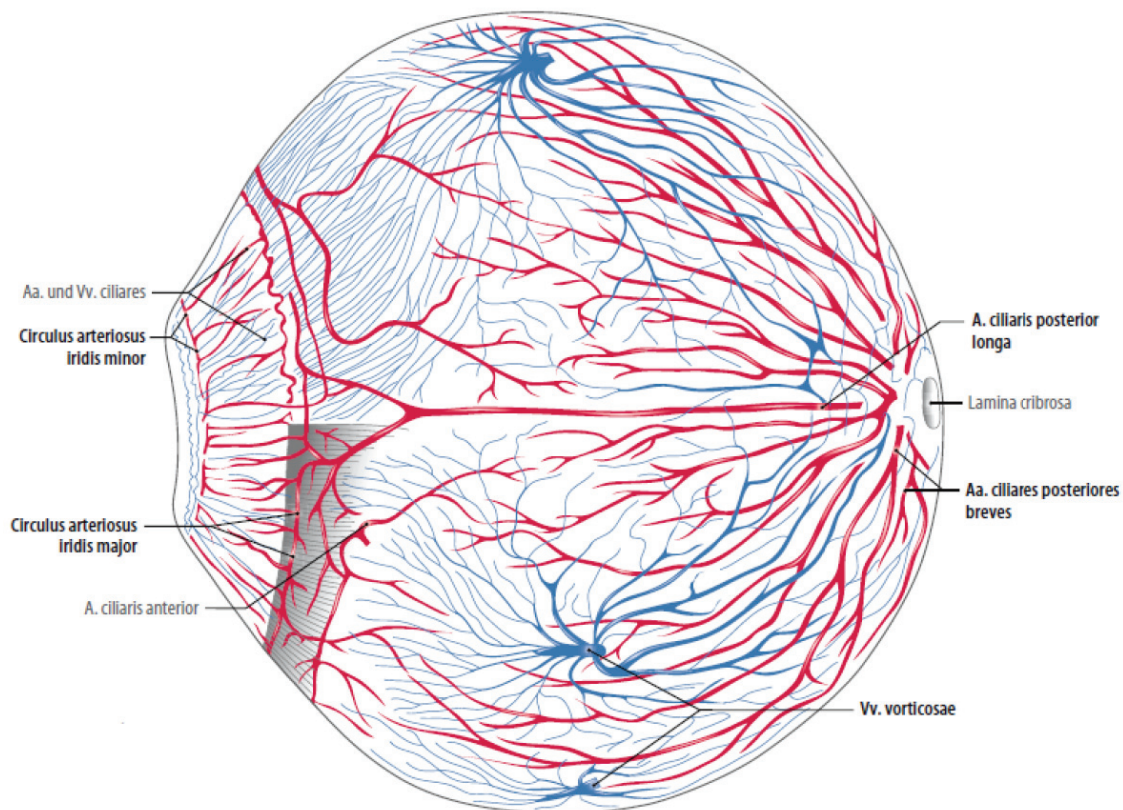


Abb. 3.2.: Übersicht der Blutgefäße im menschlichen Auge [110]: Zufluss durch Zilararterien (*Arteriae ciliares posteriores*) und Drainage durch Vortexvenen (*Venae vorticosae*)

Pigmentierung ist verantwortlich für die Farbe des Auges. Im vorderen Iristeil befinden sich Blutgefäße und Nervenbahnen, die Blutversorgung findet über den *Circulus arteriosus iridis major* statt [1] [52] [83] [108] [45].

3.1.4. Chorioidea

Die Chorioidea (deutsch: Aderhaut) dient der Sauerstoff- und Nährstoffversorgung der Photorezeptoren, der Sauerstoffbedarf wird zu etwa 65 % und der Glukosebedarf zu etwa 75 % aus der Aderhaut gedeckt [1]. Zudem ergibt sich durch die starke Blutströmung eine Regulierung der Temperatur, da sie einen Wärmetauscher darstellt, welcher konstant die Körpertemperatur bereitstellt. Die Durchblutung der Retina ist im Vergleich zu dieser Durchblutung zu vernachlässigen, da sie um den Faktor 20 geringer ist [116]. Die Aderhaut kann in vier histologische Bereiche unterteilt werden, welche in Abbildung 3.3 veranschaulicht sind:

3. Medizinische Grundlagen

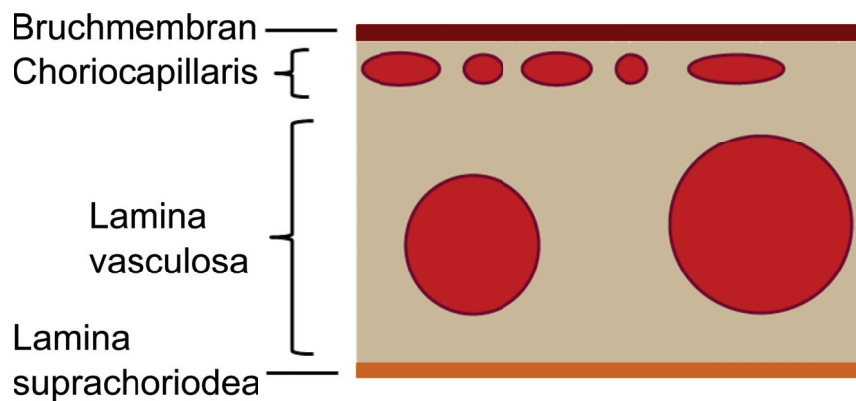


Abb. 3.3.: Schematischer Querschnitt der Aderhaut [45]

Die *Lamina suprachoriodea* grenzt an die Lederhaut und besteht aus Kollagenfasern und pigmentierten Bindegewebszellen. Sie hat eine Dicke von ca. 30 μm [44].

Die *Lamina vasculosa* ist die äußere Gefäßschicht, welche wiederum in Sattler- und Hallerschicht unterteilt wird. Die Sattlerschicht grenzt dabei an die *Choriocapillaris* und enthält mittelgroße Blutgefäße (ca. 40 μm Außendurchmesser). Die Hallerschicht liegt zwischen der Sattlerschicht und der *Lamina suprachoriodea* und enthält große Blutgefäße (ca. 100 μm Außendurchmesser) [108].

Die *Choriocapillaris* wiederum enthält ausschließlich Kapillaren, welche einen Durchmesser von 20 bis 50 μm besitzen [108]. Da diese Schicht jedoch nur 10 bis 20 μm dick ist, werden die Kapillaren in eine elliptische Form gezwungen. Sie dienen der Versorgung der Retina mit Nährstoffen und sind im Bereich der Fovea (dem Bereich des schärfsten Sehens) die einzige Blutversorgung der Netzhaut. Die Grenzschicht zwischen Aderhaut und der untersten Schicht der Retina, dem *retinalen Pigmentepithel (RPE)*, bildet die Bruch-Membran, über welche der Stofftransport zwischen Chorioidea und Retina stattfindet.

Die *Bruchmembran* ist die Grenzschicht zum RPE, der komplette Stofftransport zwischen Chorioidea und Retina findet durch sie hindurch statt. Insgesamt betrachtet hat die Chorioidea einen Dickenverlauf von etwa 100 bis 150 μm im dünnsten Bereich, bis hin zu 300 μm als dickste Stelle [108].

Die Blutversorgung der Chorioidea geschieht über Ziliararterien, wie in Abbildung 3.2 gezeigt. 15 bis 20 kurze Ziliararterien (*Arteriae ciliares posteriores breves*) durchstoßen im hinteren Bereich des Auges die Sklera und gehen dann in die *Choriocapillaris* über, sie stellen somit den Zufluss für den hinteren Teil des Auges dar. Die beiden langen Ziliararterien (*Arteriae ciliares posteriores longae*) hingegen verlaufen ohne weitere Verästelungen bis zum Bereich des Ziliarkörpers und versorgen den *Circulus arteriosus iridis major*, und somit den vorderen Augenabschnitt, mit Blut. Der Abfluss des Blutes geschieht über 4 bis 7 Vortexvenen (*Venae vorticosae*) etwa im Bereich des Äquators. [83] [1] [108] [52]

3.1.5. Retina

Die Beschreibung der Retina (deutsch: Netzhaut) erfolgt anhand zweier Kriterien: Einerseits werden die örtlichen Unterschiede beschrieben, andererseits die unterschiedlichen histologischen Bereiche. Örtlich gibt es drei Bereiche [52]: Der vorderste Teil der Retina wird *Pars iridica retinae* genannt und bedeckt den hinteren Teil der Iris. Zusammen mit der *Pars ciliaris retinae*, die an den Ziliarkörper grenzt, stellt sie den blinden Teil der Retina dar, der ausschließlich aus einer Epithelschicht besteht. Beginnend an der *Ora serrata* setzt der sehende Teil der Retina ein, die *Pars optica retinae*. Abbildung 3.1 zeigt diesen Teil der Retina rot eingefärbt, der blinde Teil wird nicht gezeigt.

Die histologischen Bereiche des sehenden Teils sind in Abbildung 3.4 zu sehen: Die Signalverarbeitungskette beginnt bei den Photorezeptoren, welche das einfallende Licht in Nervenimpulse umwandeln. Es wird zwischen zwei unterschiedlichen Rezeptortypen unterschieden: Den *Zapfen*, welche für das Farbsehen zuständig sind, und den *Stäbchen*, die Helligkeitsunterschiede erkennen. Insgesamt besitzt die Netzhaut etwa 130 Millionen Rezeptoren, wovon nur ca. 6 Millionen auf die Zapfen entfallen. Im Bereich der Fovea, der Stelle des schärfsten Sehens im Zentrum des gelben Flecks (lateinisch: *Macula lutea*), besitzt die Netzhaut nur Zapfen und keinerlei Stäbchen. Die Rezeptoren stellen das erste Neuron dar, von hier wird das Signal zu den amakrinen, horizontalen und bipolaren Zellen weitergeleitet, welche das zweite Neuron darstellen. Das dritte Neuron sind die Ganglienzellen, welche eine Datenkompression durchführen, da jedes Ganglion für die Weiterleitung des Eingangssignals mehrerer Bipolarzellen zuständig ist (Ausnahme ist die Fovea, hier

3. Medizinische Grundlagen

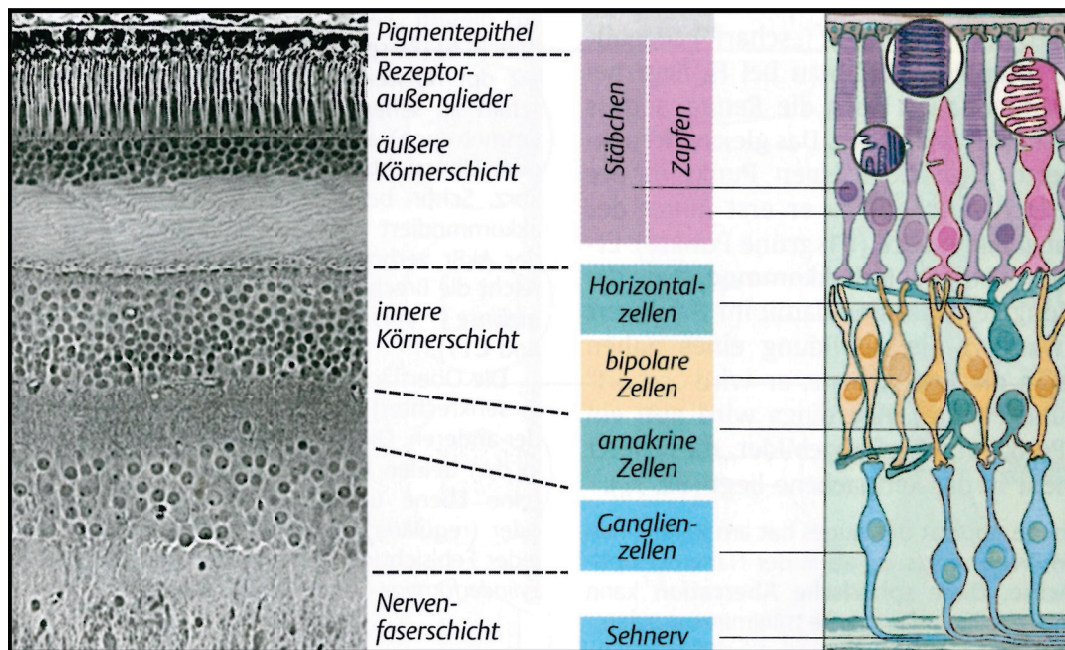


Abb. 3.4.: Querschnitt des sehenden Teils der Netzhaut [103]

ist eine Eins-zu-Eins-Verschaltung präsent). Von den Ganglienzellen ausgeht das Signal über den Sehnerv schließlich zu den optischen Zentren der Großhirnrinde.

Oberhalb der Rezeptoren liegt das *retinale Pigmentepithel*, welches dafür verantwortlich ist, den Anteil des Lichts, welcher die Rezeptoren ohne Absorption passiert hat, aufzunehmen. Dies geht einher mit einer starken Absorption, weshalb dieser Teil für Schädigungsuntersuchungen von zentraler Bedeutung ist. Im Bereich des sichtbaren Lichts findet die für die Schädigung relevante Absorption ausschließlich in diesem Bereich sowie der dahinterliegenden Aderhaut statt (siehe auch Kapitel 6.2.5). Die dunkle Färbung bzw. die geringe Eindringtiefe des Lichts in dieser Schicht ist auf die hohe Melaninkonzentration zurückzuführen. [96] [103] [52]

3.1.6. Kornea

Die Kornea (deutsch: Hornhaut) stellt den vordersten Teil des Auges dar, welcher in Kontakt mit der Außenwelt steht. Ihre hohe Transmission beruht auf dem hohen Flüssigkeitsgehalt und der Abwesenheit von Blutgefäßen. Die Versorgung mit Nährstoffen geschieht stattdessen durch das

Kammerwasser (von innen) und den Tränenfilm (von außen). Die Kornea ist im Zentrum etwa $520\ \mu\text{m}$ dick [108] und wächst zum Rand auf ca. $800\ \mu\text{m}$ an [25]. Sie ist von großer Bedeutung für den optischen Apparat des Auges, etwa $2/3$ der Gesamtbrechkraft entfallen auf sie³ [108] [52] [83].

3.1.7. Linse

Die menschliche Augenlinse ist eine bikonvexe Sammellinse, welche zusammen mit der Brechkraft der Kornea die Abbildung der Umgebung auf die Netzhaut bewirkt. Sie ist eine Gradientenlinse, die ca. $1/3$ der Gesamtbrechkraft des Auges ausmacht (ca. 20 Dioptrien) und für die Akkommodation auf unterschiedliche Objektabstände zuständig ist. Dies wird durch eine Verformung der Linse anhand der Ziliarmuskeln möglich. Ist die Linse vollständig entspannt, fokussiert das Auge Strahlen aus dem Unendlichen auf die Retina. Rückt das Objekt näher, wird die Linse zunehmend gespannt, um die Bildebene so nachzuführen, dass sie auf die Netzhaut fällt. Die Linse liegt in einer tellerförmigen Grube des Glaskörpers [108] und besitzt keinerlei Blutgefäße oder Nerven, die Nährstoffversorgung geschieht ausschließlich über das Kammerwasser. Sie ist ca. 10 mm hoch und im Zentrum ca. 4 mm dick [7] [93]. Der Kern der zwiebelartig aufgebauten Linse wächst auch beim erwachsenen Menschen weiter, was dazu führt, dass sie immer steifer wird; so entsteht Altersweitsichtigkeit [52] [83] [1].

3.1.8. Augenkammern

Das Auge besitzt eine vordere und eine hintere Augenkammer (vgl. Abbildung 3.1). In der hinteren wird das Kammerwasser erzeugt und fließt dann durch die Pupille in die vordere. Von dort verlässt es das Auge durch den Schlemmerkanal und das venöse Blutsystem. Diese regelmäßige Erneuerung des Kammerwassers ist für die Nährstoffversorgung von Hornhaut und Linse unerlässlich [83] [45].

3 Circa 40 Dioptrien aus 60 Dioptrien des gesamten Auges

3. Medizinische Grundlagen

3.1.9. Glaskörper

Etwa 80 % des Augenvolumens entfallen auf den geleeartigen Glaskörper. Er dient der mechanischen Stabilisierung und presst die Netzhaut gegen die Aderhaut, da diese nicht komplett verwachsen ist [83].

3.2. Laser-Gewebe Wechselwirkung / Gewebeschäden

Im Allgemeinen kann man vier Schadensmechanismen unterscheiden: Den nichtlinearen Schaden, den thermischen Schaden, die Photoablation und den photochemischen Schaden. Diese Mechanismen finden üblicherweise in einem Energiedichtebereich von 1 J/cm^2 bis 1000 J/cm^2 statt. Der Parameter, welcher über die Art des Schadensmechanismus entscheidet, ist die Bestrahlungsdauer. Abbildung 3.5 zeigt die unterschiedlichen Schadensbereiche und die zugehörigen zeitlichen Größenordnungen.

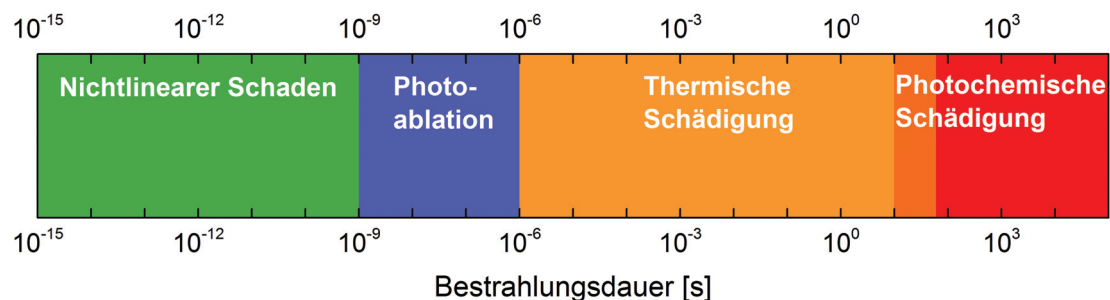


Abb. 3.5.: Übersicht Schadensmechanismen: Die Art der Zellschädigung hängt von der Bestrahlungsdauer ab. (Werte aus [35] und [77])

3.2.1. Schadenstypen

- Nichtlinearer Schaden:
Unterschreitet die Pulsdauer den ns-Bereich, so können hohe Energiedichten eine nichtlineare Absorption anstoßen. Diese entsteht durch die schnelle Temperaturerhöhung, welche aus der Deponierung hoher Energie in sehr kurzer Zeit folgt und eine Verdampfung des Gewebes bewirkt. Es entsteht ein Plasma, welches über einen deutlich höheren Absorptionswert verfügt als das Gewebe und somit einen lawinenartigen, nichtlinearen Prozess anstößt, welcher

zu Gewebeerstörung führt. Abhängig von den genauen Bestrahlungsdauern und -stärken folgt entweder eine sogenannte *plasma-induzierte Ablation* des Gewebes oder ein Zerreißen des Gewebes aufgrund der entstehenden Druckwellen, die sogenannte *Photodisruption*.

- **Photoablation:**
Für Pulsdauern oberhalb des ns- und unterhalb des μs -Bereichs tritt Photoablation ein. Dabei werden Molekülbindungen durch die Bestrahlung direkt aufgelöst. Diese Methode wird beispielsweise verwendet, um die Fehlsichtigkeit des Auges durch eine Umformung der Kornea zu beheben (sogenannte *LASIK-Methode*). Üblicherweise werden photoablative Verfahren in einem Leistungsbereich verwendet, in dem noch keine Plasmabildung auftritt.
- **Thermischer Schaden:**
In der Größenordnung von $1 \mu\text{s}$ bis zu 60 s dominiert der thermische Schädigungsmechanismus, der auch Basis für das vorliegende Augenmodell ist. Hier entsteht der Schaden durch die reine Wärmewirkung, die zuerst eine Denaturierung der Eiweiße bewirkt und dann eine komplette Verbrennung des Gewebes. Für den zeitlichen Bereich thermischen Schadens gibt es unterschiedliche Definitionen: Während beispielsweise Niemz [77] von $1 \mu\text{s}$ bis 60 s ausgeht, spricht Zuclich [118] von $10 \mu\text{s}$ bis 60 s .
- **Photochemischer Schaden:**
Photochemische Schäden sind im Wesentlichen Ausbleichprozesse, welche mit der Zerstörung chemischer Bindungen durch dauerhafte Energiezufuhr einhergehen. Sie ergeben sich oberhalb von 10 s [35] (bzw. oberhalb von 1 s , nach [77]). Somit existiert ein Mischbereich, in welchem sowohl thermischer als auch photochemischer Schaden auftreten kann.

3.2.2. Zusammenhang Temperatur - Schaden

Der Zusammenhang zwischen Gewebetemperatur, Einwirkdauer der Temperatur und Gewebeschaden kann quantitativ durch die Reaktionsgleichung

$$\frac{dx}{dT} = -k_r x \quad (3.1)$$

3. Medizinische Grundlagen

mit

$$k_r = A e^{\frac{-E_A}{k_B T(t)}} \quad (3.2)$$

beschrieben werden. Dabei ist E_A die materialabhängige Aktivierungsenergie, k_B die Boltzmann-Konstante, x der Reaktionsfortschritt und A die materialabhängige Arrheniuskonstante [6] [77] [109]. Separation der Variablen und Integration ergibt

$$\int_{c_0}^{c(\tau)} \frac{dx}{x} = - \int_0^\tau k_r dt, \quad (3.3)$$

mit der Ausgangskonzentration der ungeschädigten Moleküle c_0 sowie der zeitlichen Konzentration der verbliebenen ungeschädigten Moleküle $c(\tau)$ ⁴ [6] [77]. Es folgt weiter:

$$[\ln(c_0) - \ln(c(\tau))] = \ln \left[\frac{c_0}{c(\tau)} \right] = \int_0^\tau k_r dt, \quad (3.4)$$

wobei das Verhältnis der Konzentrationen den Schädigungsgrad Ω definiert:

$$\Omega = \ln \left[\frac{c_0}{c(\tau)} \right]. \quad (3.5)$$

Dabei wird ab einem Wert von $\Omega = 1$, also $c(\tau) = \frac{c_0}{e}$, ein Schaden angenommen [77]. Die finale Formulierung des Arrheniusintegrals ergibt sich somit zu:

$$\Omega = A \int_0^\tau e^{\frac{-E_A}{k_B T(t)}} dt. \quad (3.6)$$

3.2.3. Einfluss des Blutflusses

Der Blutfluss des Auges ist der Hauptkühl- bzw. Wärmemechanismus im menschlichen Auge, da konstant Blut einer fixen Temperatur durch die Aderhaut gepumpt wird. Die Durchblutung der Netzhaut ist hinsichtlich des Kühleffektes zu vernachlässigen, da in ihr vergleichsweise wenig Blut fließt: Die Retina besitzt eine Perfusionsrate von 40-80 μ l

⁴ In der ursprünglichen Anwendung der Arrheniusgleichung beschreibt c die Molekülkonzentration innerhalb der chemischen Reaktionskinetik

/min/100g, die Chorioidea hingegen ca. 2000 $\mu\text{l}/\text{min}/100\text{g}$ [51]. Im Falle der Laserbestrahlung nimmt das Blut die absorbierte Energie auf und führt sie mit sich aus dem Auge heraus. Aufgrund der Transportdauer ist der Einfluss des Blutflusses auf die Schadenswahrscheinlichkeit der Netzhaut für kurze Pulse sehr gering bzw. vernachlässigbar. Mit steigender Bestrahlungsdauer nimmt der Einfluss stetig zu, im Allgemeinen spricht man von einer Relevanz ab einer Bestrahlungsdauer von ca. 8 Sekunden [114]. Diese Zahl darf aber nicht darüber hinwegtäuschen, dass dies ein kontinuierlich zunehmender Prozess ist, es also keinen diskreten Wert gibt, ab dem man von einem Einfluss sprechen kann. Vielmehr wurde 8 s als der Zeitraum erkannt, ab dem der Blutfluss nicht mehr ignoriert werden kann, die Auswirkung auf die Temperatur der Netzhaut unter Bestrahlung ist aber bereits unterhalb einer Bestrahlungsdauer von 1 s erkennbar [42]. Um ein allgemeingültiges Augenmodell zu entwerfen, wurde die Implementierung des Blutflusses daher von Anfang an berücksichtigt.

4. Grundlagen scannender Lasersysteme

In diesem Kapitel werden Systeme vorgestellt, deren Funktionalität auf dem periodisch wiederholten Abfahren eines Zielbereiches durch einen Laser beruht und damit potentiell ein Scannen des Laserspots auf der Retina erzeugen kann. Systeme, die diese Technologie verwenden, sind somit typische Anwendungsfälle für die vorgestellte Toolchain. Das Konzept des Scannings findet sowohl in der Bildgebung als auch in der Sensorik Anwendung, entsprechend werden 2 Systeme aus diesen Bereichen vorgestellt: der sogenannte *Flying-Spot-Projektor* und ein scannendes *LIDAR-System*¹.

4.1. Flying-Spot-Projektor

An dieser Stelle wird die Technik des Flying-Spot-Projektors (FSP) kurz erläutert und gegen abbildende Projektoren abgegrenzt. Dies ist wichtig, da beide Technologien sich hinsichtlich der Augengefährdung fundamental unterscheiden: Ein FSP schreibt die einzelnen Bildpunkte sequentiell, während abbildende Systeme alle Pixel zeitgleich erzeugen. Ein FSP kann dadurch sowohl ein scannendes Verhalten auf der Retina erzeugen als auch eine näherungsweise stationäre Bestrahlung, je nach Abstand des Projektors zum Auge sowie dem Akkommodationszustand des Auges. Bei abbildenden Systemen hingegen ergibt sich immer eine räumlich konstante Beleuchtung der Retina, die sich lediglich hinsichtlich ihrer Gesamtausdehnung ändern kann².

Die sequentielle Erzeugung der Pixel geschieht beim FSP durch einen scannenden Laserstrahl, welcher den Bildbereich abrastert (siehe Abbildung 4.1). Hierzu kommen Mikrospiegel zum Einsatz, welche durch ihre Bewegung einen einfallenden Laserstrahl zeitlich veränderlich auf verschiedene Raumbereiche reflektieren. Die Farbgebung erfolgt dabei über

-
- 1 Es können auch stationäre, d.h. nichtscannende, Laser mit der Toolchain betrachtet werden, wie im Ergebnisteil gezeigt wird.
 - 2 Weitere Details zu den unterschiedlichen Gefährdungssituationen durch FSPs und abbildende Projektoren werden in den Kapiteln 6.1 und 8 diskutiert.

4. Grundlagen scannender Lasersysteme

die Mischung dreier Laser unterschiedlicher Wellenlänge entsprechend der gewünschten Pixelfarbe. Die Ablenkung erfolgt üblicherweise durch eine schnelle (typische Scanfrequenzen sind hier 17-23 kHz) und eine langsame (50-60 Hz) Achse.

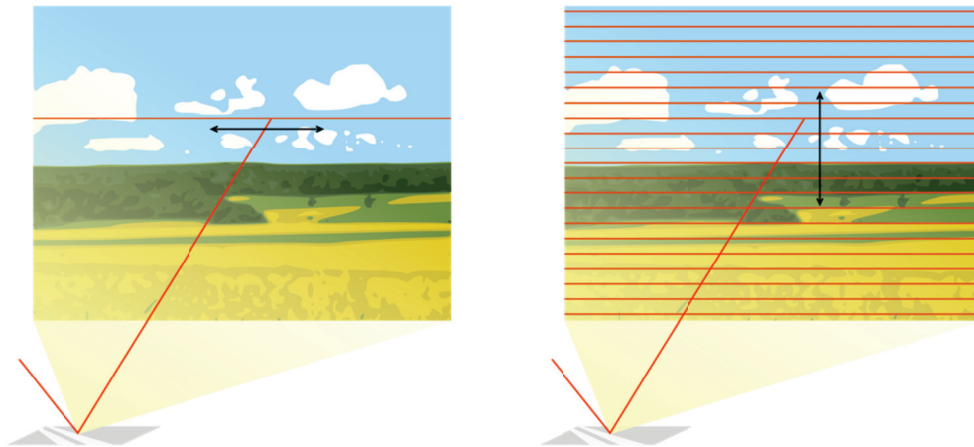


Abb. 4.1.: Bilderzeugung eines Flying-Spot-Projektors: Die Spiegelbewegung der schnellen Achse führt zu einem Linienscan (links), die Kombination mit einer zweiten, langsam scannenden Achse erzeugt einen rechteckigen Bildbereich (rechts)

Dies kann sowohl über einen Mikrospiegel, welcher in zwei Achsen schwingt, als auch über die Kombination zweier in nur einer Achse schwingenden Spiegel realisiert werden. Die schnelle Achse erzeugt dabei aus dem Laserpunkt eine Linie, während die langsame Achse die Linie in den rechteckigen Bildbereich umsetzt. Die Frequenz der langsamen Achse bestimmt somit die Framerate des Projektors.

Abbildende Projektionskonzepte hingegen projizieren alle Pixel zeitgleich (vgl. Abbildung 4.2). Es existieren unterschiedliche Implementierungsansätze, alle haben jedoch gemein, dass ein bildgebender Chip auf die Projektionsfläche abgebildet wird. Dies kann sowohl durch einen transmittierenden Bildchip auf Basis von Flüssigkristallen (*Liquid Crystal Display - LCD*), als auch durch Flüssigkristalle, welche auf einer reflektierenden Siliziumfläche aufgebracht werden (*Liquid Crystals on Silicon - LCoS*), realisiert werden. Eine andere Möglichkeit ist die Verwendung ei-

4.2. Scannendes Light Detection and Ranging

nes Arrays aus einzeln schaltbaren Mikrospiegeln, jeder Spiegel erzeugt dabei einen Bildpixel. Diese Technologie wird von der Firma Texas Instruments unter dem Namen *Digital Light Processing (DLP)* vertrieben. Es kommen prinzipiell unterschiedliche Lichtquellen in Frage, im Rahmen dieser Arbeit wird der Fall einer Beleuchtung durch Laserquellen betrachtet. Diese werden zuerst farblich gemischt und dann aufgeweitet, um den Bildchip ausleuchten zu können, bevor dieser wiederum durch die Projektionsoptik abgebildet wird.

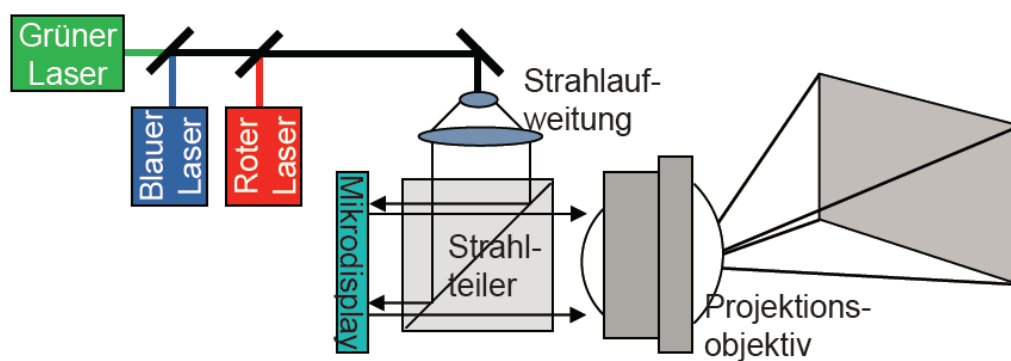


Abb. 4.2.: Abbildendes Projektionsprinzip am Beispiel eines LCoS-Systems [28]: Zuerst werden die Laser unterschiedlicher Farbe überlagert und aufgeweitet, bevor sie über einen Strahlteiler das reflektive Mikrodisplay beleuchten. Dieses wird dann über ein Projektionsobjektiv auf die Bildfläche abgebildet.

4.2. Scannendes Light Detection and Ranging

Die Technologie des *Light Detection and Ranging (LIDAR)* erfasst die Umgebung durch laufzeit- oder phasengestützte Distanzmessungen. Dafür wird ein Laserstrahl ausgesandt und entweder die Zeit, die der zurückreflektierte Strahl benötigt, um die Distanz zu überbrücken ermittelt, oder die sich ergebende Verschiebung der Phase herangezogen. In manchen Fällen kann es auch sinnvoll sein, beide Informationen auszuwerten, um beispielsweise das Mehrdeutigkeitsproblem der Phasenmessung zu umgehen³. Um nun eine Abtastung der Umgebung zu erreichen, kann die LIDAR-Technologie um die Scanning-Funktionalität erweitert werden,

³ Da das Prinzip dieser Technologie nicht Kern dieser Arbeit ist und eine eingehende Besprechung eine falsche Schwerpunktsetzung bedeuten würde, sei für Details an entsprechende Standardliteratur der LIDAR-Technologie verwiesen.

4. Grundlagen scannender Lasersysteme

wie in Abbildung 4.3 zu sehen. Dabei wird der Laser durch einen Spiegel abgelenkt, um die Umgebung abzuscannen und das zurückreflektierte Licht durch eine Empfangsoptik auf ein Detektorarray abgebildet. Durch die Auswertung der Spiegelstellung ist das System in der Lage, die gemessenen Distanzen einem Raumbereich zuzuordnen und so eine Abstandskartierung der Umgebung zu erstellen. Es gibt unterschiedliche Implementierungsmöglichkeiten, was den Spiegel und auch die Empfangsoptik angeht, die für diese Arbeit relevante Gemeinsamkeit ist das scannende Verhalten des Lasers. Auch von Flying-Spot-Projektoren unterscheiden sich scannende LIDAR-Systeme hinsichtlich der Augengefährdung nur bezüglich ihrer Scanfrequenzen und ggf. der Wellenlänge. Typische Lidarfrequenzen liegen im Hz- bis kHz-Bereich [10]. Auch diese Technologie kann, abhängig von der Systemkonfiguration und dem Akkomodationszustand des Auges, ein Netzhautscanning erzeugen, so dass die vorgestellte Toolchain auch für dieses System von Nutzen ist.

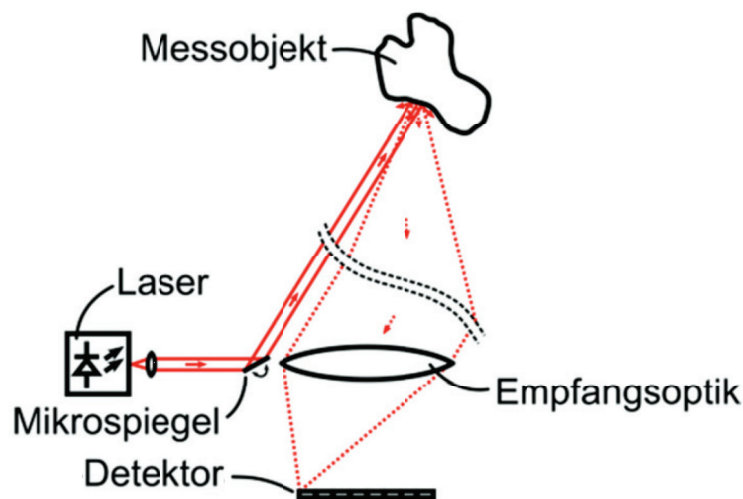


Abb. 4.3.: Prinzip scannendes LIDAR [11]: Ein Laser wird durch einen Mikrospiegel abgelenkt, um die Umgebung abzuscannen. Das zurückreflektierte Licht wird durch die Empfangsoptik auf einen Detektor abgebildet.

5. Stand der Technik

Inhalt dieses Kapitels ist ein Überblick über den Stand der Technik im Bereich der thermischen Modellierung von Augen. Ausgehend von den relevantesten Arbeiten dieses Forschungsbereichs werden anschließend die nötigen Verbesserungen abgeleitet, um ein Tool zur Unterstützung von Entwurfsprozessen zu erhalten.

5.1. Augenmodelle

Erste Modelle zur Untersuchung des thermischen Verhaltens von Augen wurden in 1975 von Emery et al. [21] entwickelt. Hierbei handelte es sich um ein FEM-Modell eines Hasenauges. In 1982 wurde von Lagendijk et al. [61] ein mathematisches Modell eines Hasenauges und erstmals auch eines menschlichen Auges erstellt.

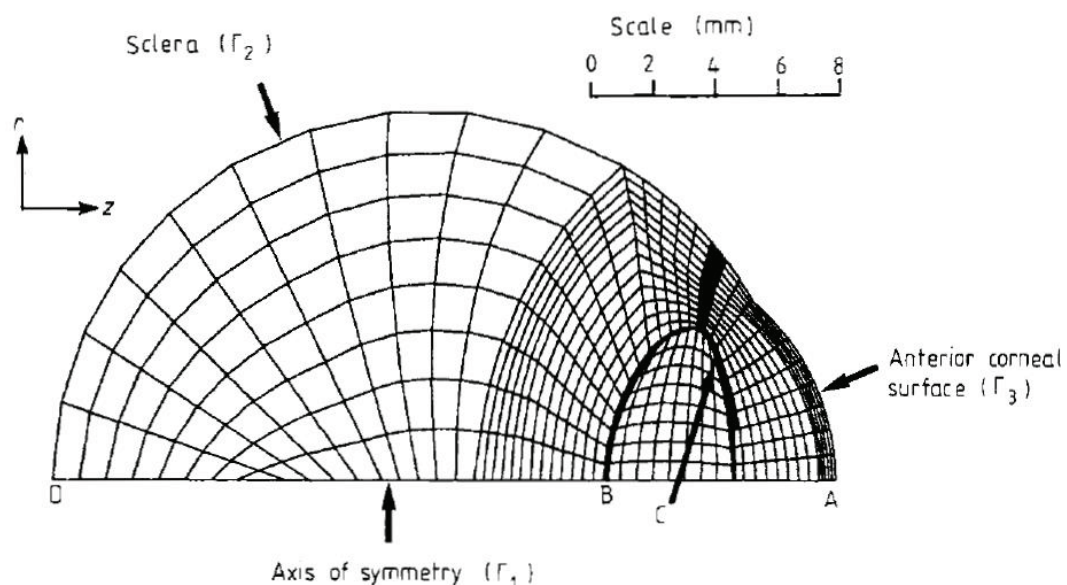


Abb. 5.1.: Das erste FEM-Mesh eines menschlichen Auges von Scott et al. (1988), zuvor war lediglich ein Hasenauge modelliert worden. Dieses Modell berücksichtigt keine Bestrahlung [98].

5. Stand der Technik

Diese Arbeit besitzt noch immer große Relevanz, da einige Werte und Konventionen bis heute in Augenmodellen verwendet werden. Scott et al. [98] entwickelten 1988 dann erstmalig ein FEM-Modell des menschlichen Auges. Abbildung 5.1 zeigt entsprechend das erste Mesh¹ eines menschlichen Auges. Dafür wurde für die Implementierung des Blutflusses die Annahme getroffen, dass alle Energie, welche durch den Blutfluss abgeführt wird, durch einen äquivalenten Wärmedurchgangskoeffizienten der Sklera beschrieben wird. Dieses Konzept wurde bereits von Legendijk [61] entwickelt und wird auch in vielen jüngeren Modellen verwendet, siehe Tabelle 5.1 unter 'Randbedingung Sklera'.

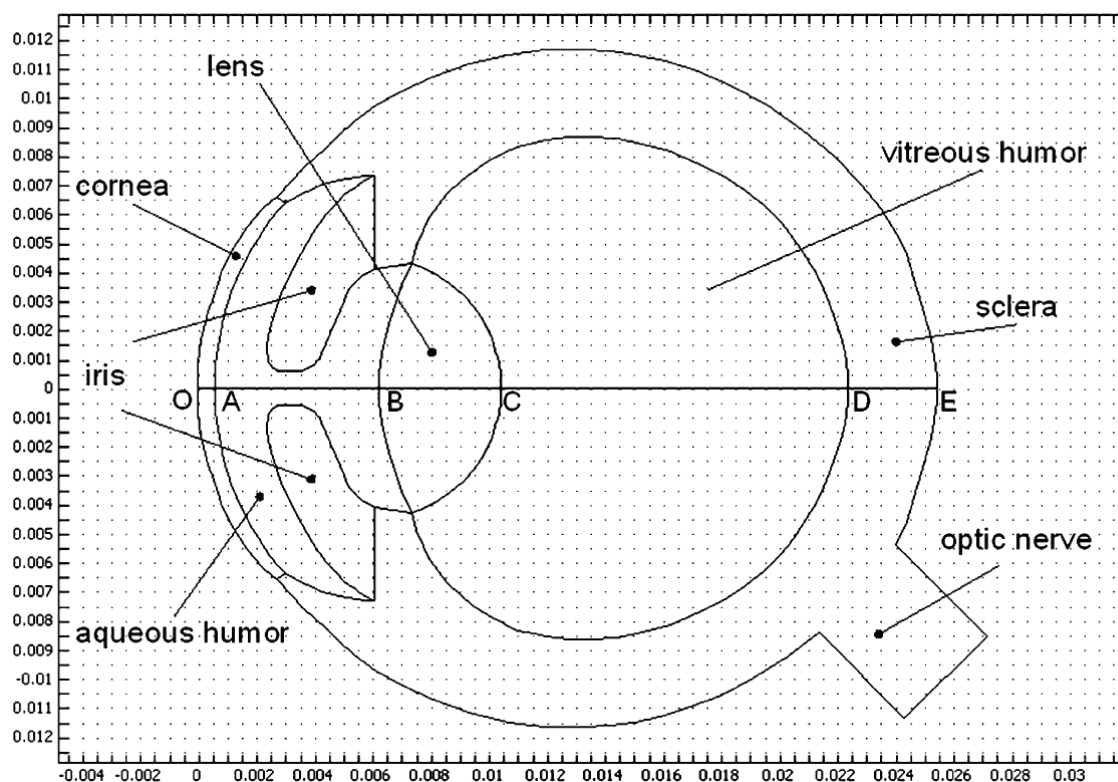


Abb. 5.2.: Das Augenmodell von Ng et al. (2006) stellt den nächsten Entwicklungsschritt dar. Es wurde weiterhin keine Bestrahlung berücksichtigt, der Detailgrad des Modells ist jedoch höher [75]. / Skala in Metern

Auch die Modelle von Ng et al. aus den Jahren 2006, 2007, und 2008 [75][76][74] sowie von Ooi et al. aus 2007 [81] verwenden diesen Ansatz

¹ Der Begriff eines Mesh wird in Abschnitt 2.3.3 eingeführt und erläutert.

für den Blutfluss in ihrem Modell. Ziel dieser Arbeiten war die Nachbildung des thermischen Verhaltens des Auges im Steady-state-Fall, also die Bestimmung der Temperaturverteilung im Auge ohne Bestrahlung. Die Abbildung 5.2 zeigt die von Ng verwendete Geometrie. Problematisch ist die Tatsache, dass die Sklera, die Retina und die Chorioidea als eine Schicht betrachtet werden. Da die Absorption im RPE stark von ihrer Umgebung abweicht, ist die Modellierung dieser Schicht unvermeidbar, um das reale Absorptionsverhalten nachbilden zu können. Hinzu kommt die Tatsache, dass die Ausdehnung der vorderen Augenkammer mit 5,5 mm deutlich zu hoch ist im Vergleich zum physiologischen Wert von ca. 3,35 mm bis 3,45 mm [107]. Auch die Modellierung der Iris ist ein Schwachpunkt, da sie mit beispielsweise 1,5 mm im zentralen Bereich der Pupille deutlich dicker ist als der entsprechende physiologische Bereich von 0,372 - 0,645 mm [27]. Zudem wurde auch die Form des Übergangs zum Ziliarkörper unphysiologisch implementiert. Das von Ooi et al. verwendete Mesh besitzt eine verbesserte Geometrie im vorderen Augenbereich, fasst aber die hinteren Schichten weiterhin zu einer Schicht zusammen.

Flyckt et al. [23] implementierten einen detaillierten Blutfluss, um ihr Augenmodell näher an die physiologische Realität zu bringen. Dazu wurde mit großem Aufwand ein Modell einzelner Adern erstellt, jedoch wurde wiederum nicht zwischen Sklera, Chorioidea und Retina unterschieden, da der Fokus dieses Modells jenseits der Bestimmung der abgeführten Energie durch die Adern lag. Einen anderen Ansatz, um die Blutströmung zu berücksichtigen, verwendeten Nasution et al. in 2008 [71]. Sie implementierten einen Perfusionsterm für jede Mesh-Zelle ihres Modells entsprechend des ω_s in Gleichung 2.10. Die Abbildung 5.3 zeigt diese Geometrie, welche verwendet wurde, um das thermische Verhalten des Augenhintergrundes unter Laserbestrahlung zu untersuchen, ohne jedoch wiederum die Retina als eigene Schicht zu berücksichtigen.

Erste Untersuchungen zur Laserbestrahlung des Auges wurden bereits im Jahr 1994 von Amara et al. [3] mit einem sehr groben Mesh angestellt. 2008 beschäftigten sich Ooi et al. 2008 [80] dann unter Verwendung der Geometrie von 2007 mit der Bestrahlung der Kornea. Cvetkovic et al. [18] verwendeten in 2008 ein weiter verbessertes Mesh, um die Laserabsorption in unterschiedlichen Bereichen des Auges zu untersuchen. Der hö-

5. Stand der Technik

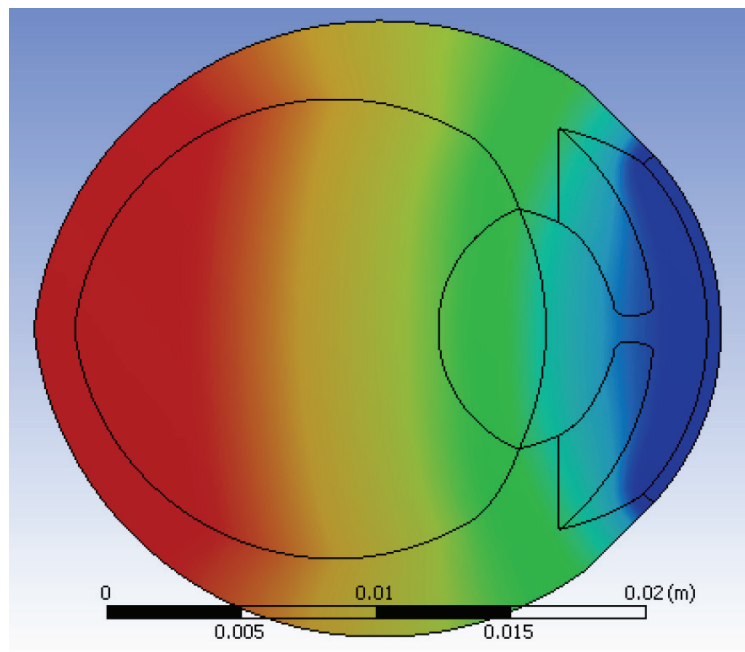


Abb. 5.3.: Das Augenmodell von Nasution et al. (2008) [71]: Eines der ersten Modelle, welches eine Bestrahlung des Auges, in diesem Fall am Augenhintergrund, modelliert. Zudem wurde ein Perfusionsterm integriert, welcher den Blutfluss nachbildet.

here Detailgrad (siehe Bild 5.4) wurde nötig, da erstmalig verschiedene Laserwellenlängen untersucht wurden und somit die Absorption in jedem Ort des Auges möglich sein musste. Je nach Wellenlänge kann sich das Absorptionsmaximum beispielsweise in der Kornea oder der Retina befinden.



Abb. 5.4.: Das Augenmodell von Cvetkovic et al. (2008): Temperaturverteilung bei Absorption von Laserstrahlung im vorderen Teil des Auges [18]

Somit stellt dies eines der wichtigsten Modelle im Forschungsbereich thermischer Augenmodelle dar. Nachteilig bei diesem Modell ist jedoch die Tatsache, dass der Blutfluss lediglich im Ziliarkörper und der Netzhaut als Perfusionsterm implementiert wurde, für den Bereich der Aderhaut wurde wieder der Wärmedurchgangskoeffizient der Sklera ('Randbedingung Sklera') verwendet. Somit wurde der Einfluss der Aderhautdurchblutung auf die thermische Situation des Auges hinsichtlich Art und Ort stark vereinfacht modelliert: Zum einen wurde das Strömungsverhalten vernachlässigt, indem ein fester Durchgangskoeffizient angenommen wurde, zum anderen wurde der Ort dieser Wärmesenke vom Aderhautvolumen auf die äußere Oberfläche der Sklera verlagert.

Der nächste Entwicklungsschritt wurde von Narasimhan et al. im Jahr 2010 markiert [70][67][69] und 2012 fortgesetzt [68]. Hier wurde eine Bestrahlung des Auges mit einer Variation des Perfusionswertes der Aderhaut kombiniert und das Temperaturverhalten in Abhängigkeit des Perfusionswertes untersucht. Dabei wurde jedoch nur der hintere Teil des Auges modelliert. 2013 wurde von Mirnezami et al. [65] ein weiteres Modell vorgestellt, welches die Bestrahlung des ganzen Auges ermöglichte, den Blutfluss in der Chorioidea jedoch ausschließlich durch die sklerale Grenzbedingung berücksichtigte.

Eine Übersicht aller relevanten bisherigen Modelle ist in Tabelle 5.1 zu finden. Die Modelle von Cvetkovic [18] und Mirnezami [65] sind bisher die einzigen, welche Laserbestrahlung mit einer guten Augengeometrie verknüpfen, modellieren jedoch den Blutfluss in der Aderhaut nur als sklerale Randbedingung.

5. Stand der Technik

Modell	Geometrie	Blutfluss	Bestrahlung
Scott 1988	stark vereinfacht, gro- bes Mesh	Randbedingung Sklera	nein
Amara 1995	stark vereinfacht, gro- bes Mesh	Randbedingung Sklera	ja
Ng 2006/2007	Sklera, Aderhaut und Retina sind eine Schicht. Iris hat unnatürliche Form	Randbedingung Sklera	nein/nein
Ooi 2007/2008	Sklera, Aderhaut und Retina sind eine Schicht	Randbedingung Sklera	nein/ja
Flyckt 2006	Iris, Kammerwasser, Ziliarkörper und Glas- körper werden zu einem Bereich zusam- mengefasst. Sklera, Aderhaut und Retina sind eine Schicht	Adermodel- lierung	nein
Nasution 2008	Sklera, Aderhaut und Retina sind eine Schicht. Iris hat unnatürliche Form	Perfusionsterm	ja
Cvetkovic 2008	kleinere Mängel (sehr weite Pupille, Ziliarkör- perform)	Randbedingung Sklera	ja
Narasimhan 2010/2012	Nur hinterer Augenab- schnitt	Perfusionsterm	ja/ja
Mirnezami 2013	genaue Geometrie	Randbedingung Sklera	ja

Tab. 5.1.: Stand der Technik im Bereich der Augenmodelle: Gezeigt sind die relevantesten Modelle, ausgehend vom ersten FEM-Modell des menschlichen Auges (Scott 1988) bis hin zu aktuellen Modellen, welche eine verbesserte Geometrie mit einer Laserbestrahlung kombinieren (Cvetkovic 2008 / Mirnezami 2013). Die Doppelnennungen unter 'Bestrahlung' entsprechen den Doppelnennungen unter 'Modell'.

5.2. Kritik am Stand der Technik

Eine Betrachtung bisheriger Augenmodelle zeigt, dass keiner der Ansätze in ihrer gegenwärtigen Form als entwurfsunterstützendes Tool in Frage kommt. Zum einen fehlt die Integration einer optischen Modellierung von Auge und Laserquelle, um die Auswirkung ihrer Parameter auf die Augengefährdung untersuchen zu können - dies ist insbesondere für die Berücksichtigung scannender Laser, deren Parameter sich zeitabhängig ändern, von zentraler Bedeutung. Zum anderen wurden bisher lediglich die Temperaturen des Auges untersucht, eine Bestimmung der okularen Schädigung erfolgte nicht. Des Weiteren wurde keines der Modelle hinsichtlich ihrer berechneten Temperaturen (oder Schäden) validiert.

Schließlich stellt die gegenwärtige Implementierung des Blutflusses nach Ansicht des Autors eine mögliche Fehlerquelle dar. In allen Modellen wurde dieser entweder als fester Perfusionsterm innerhalb einer Meshzelle oder als Randbedingung an der Sklera berücksichtigt. Ohne ein echtes Strömungsverhalten wird jedoch nicht berücksichtigt, in welche makroskopische Richtung² die Wärme transportiert wird und wie diese Richtung zu der Beleuchtungssituation steht. Vor allem im Falle scannender Laser spielt die Richtung des Energieabtransports eine Rolle, diese kann auf einer Scanlinie liegen oder senkrecht dazu, was einen thermisch relevanten Unterschied bedeutet. Werden große Bereiche der Retina zeitgleich oder auch scannend bestrahlt, ist dies zu berücksichtigen. Im Falle der skleralen Randbedingung kommt noch eine räumliche Ungenauigkeit hinzu, da der Ort der Wärmesenke von der Aderhaut auf die Augenoberfläche verschoben wird.

Ziel dieser Arbeit ist es somit, ein thermodynamisches Augenmodell aufzubauen, welches eine detailgetreue Augengeometrie und eine Blutströmung innerhalb der Aderhaut mit einer Berechnung des Schadens kombiniert. Zudem soll die Anbindung an eine Raytracing-Software die einfache Untersuchung realer Geräte ermöglichen, inklusive solcher, die eine zeitabhängig variable Bestrahlungssituation (d.h. auch Scanning) erzeugen. Die Verwendung der im Optikdesign häufig verwendeten Software *Zemax* ermöglicht dabei eine einfache Integration existierender Sys-

2 Hier ist nicht der Blutfluss in den Kapillaren gemeint, sondern die makroskopische Vorzugsrichtung, die sich zwischen den Einflüssen und dem Ausfluss des Auges ergibt, siehe auch Kapitel 6.2.4.

5. Stand der Technik

temmentwürfe in die Toolchain. Ein solches Modell macht nur Sinn, wenn die berechneten Temperatur- und Schadenswerte gegen Messungen validiert werden, was auch Teil dieser Arbeit ist.

6. Modellbildung

Im Folgenden wird die Toolchain zur Bestimmung von Temperaturen und Gefährdungen im menschlichen Auge vorgestellt. Sie gliedert sich in zwei zentrale Bereiche (Abbildung 6.1): Die optische (Modul A) und die thermische Modellierung (Modul B) .

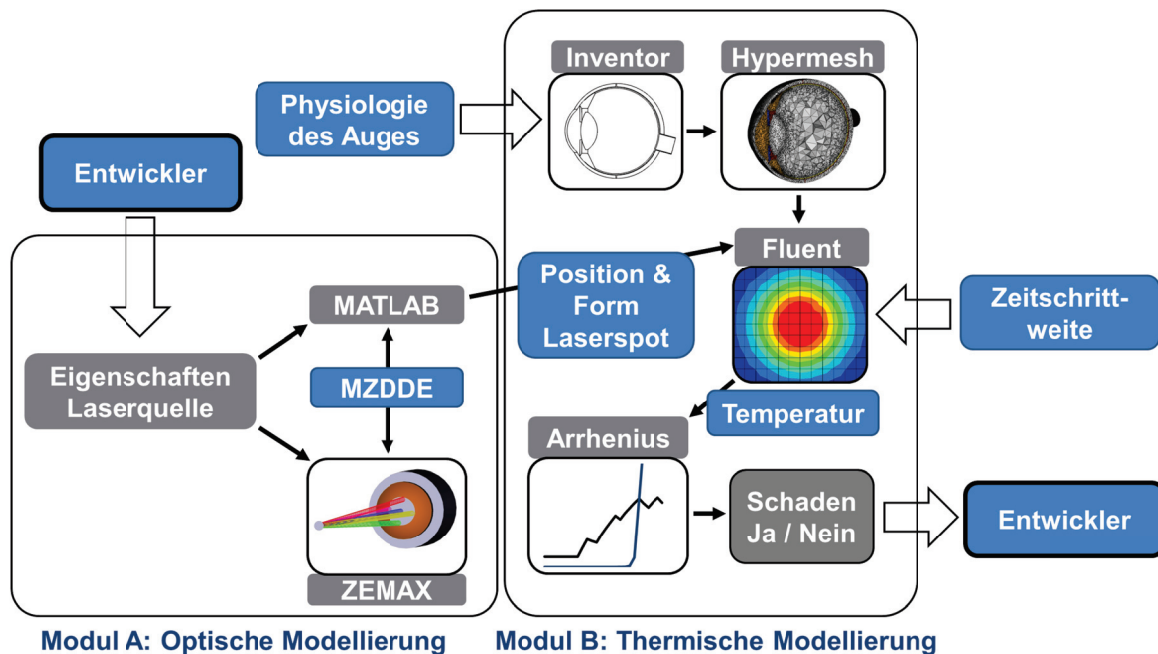


Abb. 6.1.: Schematische Darstellung des gesamten Augenmodells: Innerhalb von Modul A wird die Laserquelle durch *Matlab* und *Zemax* optisch modelliert. Sie bestrahlt dann ein optisches Augenmodell, wodurch die zeitabhängigen Positionen und Formen des Laserspots für alle Teile des Auges als Output des Moduls erzeugt werden. Modul B verwendet diese Informationen, um innerhalb des numerischen Solvers *Fluent* die Temperaturverteilung zu berechnen, woraus wiederum über das Arrheniusintegral die Schadenswahrscheinlichkeit bestimmt wird. Das in *Fluent* verwendete Mesh wurde in *Hypermesh* erzeugt und basiert auf einer Nachbildung der Augenphysiologie des Auges in der CAD-Software *Inventor*.

6. Modellbildung

6.1. Modul A - Optisches Augenmodell

Ausgangspunkt der Berechnungen ist die Modellierung der Laserquelle in Zemax (Zemax LLC.) und die Ansteuerung dieser in Matlab (MathWorks GmbH). Diese Laserquelle wird mit einem Zemax Modell des menschlichen Auges kombiniert, um die zeitabhängige Position und Spotform im Auge zu bestimmen. Die Kommunikation zwischen Matlab und Zemax findet unter Verwendung der *Matlab-Zemax Dynamic Data Exchange (MZDDE)* Toolbox statt, einer Standardplattform, die Parameter innerhalb von Zemax auslesen und verändern kann.

Der Ablauf dieser Toolchain beginnt mit der Eingabe der Eigenschaften der Lichtquelle. Dies betrifft neben dem Strahlprofil und einer möglichen Bewegung des Strahls auch die verwendete(n) Wellenlänge(n) sowie ggf. zeitlich variables Verhalten durch gepulste Laserquellen. Zudem ist der Abstand der Quelle zum Auge sehr wichtig, da er zusammen mit dem Akkommodationszustand des Auges die Größe der beleuchteten Netzhautfläche bestimmt.

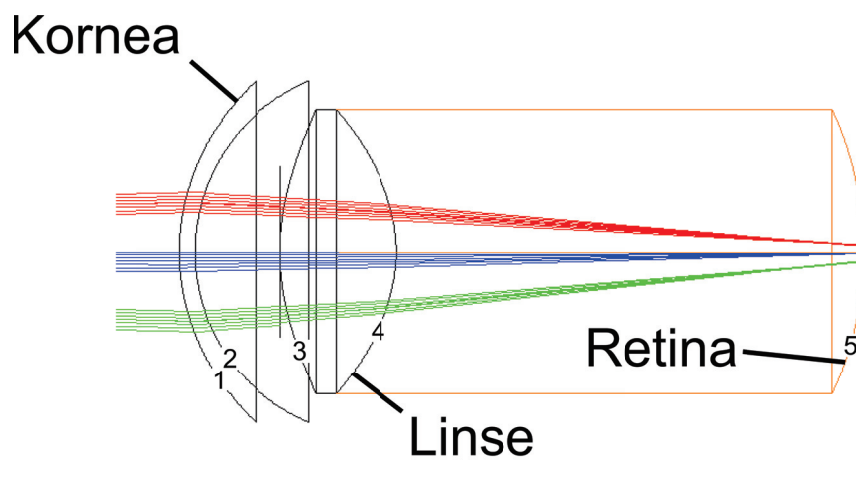


Abb. 6.2.: Strahlengang durch die Zemax-Implementierung des Navarro-Augenmodells $A = 2 \text{ dpt}$ / Die Zahlen bezeichnen die Oberflächen entsprechend Tabelle 6.1

Die zu untersuchende Lichtquelle wird dann mit einer Zemax-Implementierung des Navarro-Augenmodells [22][72] kombiniert (vgl. Abbildung 6.2), welches bereits eine variable Akkommodationsdistanz bietet. Dafür werden Dicke, Krümmung, Asphärität und Brechungsindex

6.1. Modul A - Optisches Augenmodell

der Augenlinse und der angrenzenden Bereiche dynamisch angepasst, um die entsprechende Brechkraft herzustellen¹. Die Parameter des Modells sind in Tabelle 6.1 für den Fall des entspannten Auges aufgelistet. Es werden jeweils der Krümmungsradius r und die Asphärität κ einer Oberfläche angegeben sowie der Abstand d zur nächsten Oberfläche und der Brechungsindex n im Zwischenraum. Alle Werte entsprechen dem Navarro-Augenmodell, lediglich der Krümmungsradius der Retina wurde von 12 mm auf 11 mm korrigiert, um eine Übereinstimmung mit dem thermodynamischen Modell, welches im folgenden Abschnitt vorgestellt wird, zu erreichen. Die Berücksichtigung der Akkommodation erfolgt durch eine Anpassung der Werte entsprechend der Gleichungen 6.1 bis 6.7, die Indizes korrespondieren dabei mit der Zählung aus Tabelle 6.1 bzw. Abbildung 6.2.

#	Oberfläche	Radius r [mm]	Asphärität κ	Abstand d [mm]	Brechungsindex n
1	Kornea	7,72	-0,26	0,55	1,367
2	Vordere Augenkammer	6,50	0	3,05	1,3374
3	Linse	10,20	-3,1316	4,0	1,420
4	Glaskörper	-6,00	-1,0	16,40	1,336
5	Retina	-11,0	0	-	-

Tab. 6.1.: Die Parameter des Navarro-Augenmodells im Falle des entspannten Auges ($A = 0$ dpt)

Dabei ist A die gewünschte Akkommodation des Auges als Abweichung vom entspannten Fall. $A = 0$ dpt erzeugt also die Werte einer Akkommodation auf unendlich. Der Wert A ist damit zugleich der reziproke Wert des Nahpunktes, $A = 10$ dpt entspricht beispielsweise einem Nahpunkt von 100 mm. Dieser Wert wird zu der Brechkraft, die das Auge im entspannten Zustand besitzt, hinzuaddiert, für den Fall des Navarro-Modells wurde sie zu 60,6 dpt angesetzt. Diese Brechkraft entspricht dem Abstand der bildseitigen Hauptebene zur Netzhaut², was bedeutet,

1 [72][22] enthalten eine vollständige Beschreibung der Vorgehensweise.

2 Dabei ist zu berücksichtigen, dass der Brechungsindex des Auges $\neq 1$ ist, wodurch sich der Konvergenzpunkt der Strahlen nach hinten verschiebt.

6. Modellbildung

dass sie genau zur Ausdehnung des Auges passt und akkommodierte Eingangsstrahlen auf die Netzhaut fokussiert.

$$r_3 = 10,2 - 1,75 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.1)$$

$$r_4 = -6 + 0,2294 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.2)$$

$$d_2 = 3,05 - 0,05 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.3)$$

$$d_3 = 4 + 0,1 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.4)$$

$$n_3 = 1,42 + 910^{-5} \cdot (10A + A^2) \quad (6.5)$$

$$\kappa_3 = -3,1316 - 0,34 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.6)$$

$$\kappa_4 = -1 - 0,125 \cdot \ln(A + 1) \quad (6.7)$$

Die Verwendung von Modul A soll nun am Beispiel eines scannenden Lasers diskutiert werden. Abbildung 6.3 zeigt die Implementierung eines Lasers mit einem Top-Hat-Durchmesser von 1 mm in Zemax, welcher durch einen beweglichen Spiegel auf das Augenmodell von Navarro abgelenkt wird. Jede Farbe entspricht dabei einer anderen Spiegelstellung. Gezeigt sind Spiegelstellungen, für die der Laserstrahl gerade noch vollständig durch die Pupille fällt (Spiegelstellung in mindestens einer Ebene beträgt $1,6^\circ$), sowie die Strahlen auf der optischen Achse.

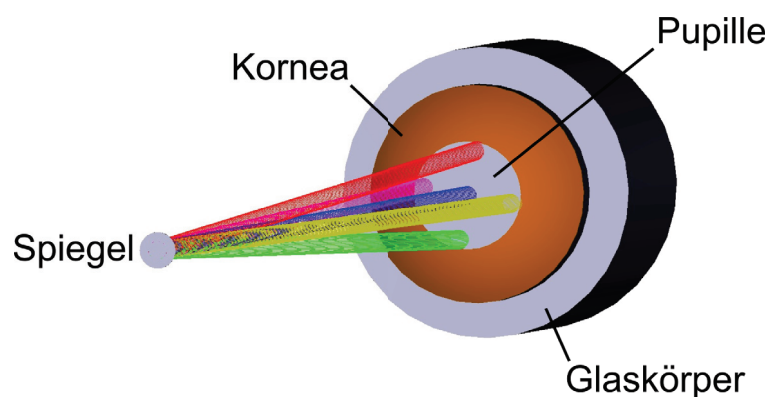


Abb. 6.3.: Ein Spiegel reflektiert Laserstrahlung auf das Zemax-Modell des menschlichen Auges. Gezeigt sind Strahlen, welche gerade noch durch die Pupille fallen, sowie Strahlen auf der optischen Achse. (Farbgebung der Strahlen wie in Abbildung 6.2)

(Spiegelstellung 0°). Diese Strahlengänge sind auch in Abbildung 6.2 im seitlichen Schnitt zu sehen, dort wird bereits der Fall eines scannenden Lasers gezeigt. Der Rotationswinkel der Spiegeloberfläche wird durch eine Matlab-Routine (siehe Anhang B) gesteuert, in jedem Durchlauf wird der Scanwinkel angepasst und die resultierenden Positionen und Spotformen werden für alle Oberflächen des Auges ausgelesen. An dieser Stelle der Toolchain sind die Laserleistung sowie Bestrahlungsdauer bzw. Rotationsgeschwindigkeit noch nicht von Bedeutung. Es werden zunächst lediglich äquidistant Positionen und Spotformen aufgezeichnet, die Zeitschrittweiten sowie die Leistung werden in Modul B ergänzt.

Eine Erhöhung der Akkommodation A des Navarro-Auges bedeutet, dass der Nahpunkt immer näher rückt, er ist dabei jederzeit reziprok zum Wert von A . Dies erklärt sich dadurch, dass die Brechkraft von Systemen einfach addiert werden kann. Somit führt jede weitere Erhöhung dazu, dass sich entsprechend der Abbildungsgleichung bei einer gleichbleibenden Distanz zur Bildebene die Objektdistanz reduziert.³ Durch eine Variation der Akkommodation und des Objektabstand kann nun der Worst case hinsichtlich der Augensicherheit ermittelt werden. Wichtig ist hierbei die Spotgröße, die sich bei konstanter Leistung reziprok zur Gefährdung verhält, sowie das Netzhautscanning. Durch Scanning vergrößert sich die bestrahlte Fläche, wodurch sich die Gefährdung reduzieren kann. Voraussetzung ist dabei jedoch, dass die Bewegung schnell genug stattfindet, um eine Flächencharakteristik der Bestrahlung anstatt einer Einzelspotbestrahlung zu erhalten.

Die Abbildungen 6.4 und 6.5 zeigen den Effekt einer Akkommodationsänderung des Auges bei einem konstanten Abstand zum Spiegel von 100 mm ⁴. Jeder rote Punkt korrespondiert mit einem Spotzentrum, die blauen Kreise beschreiben den zugehörigen geometrischen Spotdurchmesser.

3 Weitere Details, insbesondere bezüglich der Hauptebenen, wurden hier vermieden, da sich daraus kein weiterer Erkenntnisgewinn ergibt. Es sei an dieser Stelle nur vermerkt, dass das System eine objekt- und bildseitige Hauptebene besitzt, welche sich relativ zueinander quasi nicht bewegen. Die vordere Ebene kann als diejenige verstanden werden, welche dafür zuständig ist, einfallendes Licht, egal von welcher Position es kommt, zu kollimieren. Die hintere Ebene bildet diese kollimierten Strahlen dann auf die Retina ab. In dieser Vorstellung entspricht die vordere Ebene dem variablen Wert A und die hintere dem konstanten Wert von $60,6\text{ dpt}$.

4 Dies ist der naheste Punkt, auf den das Auge noch fokussieren kann.

6. Modellbildung

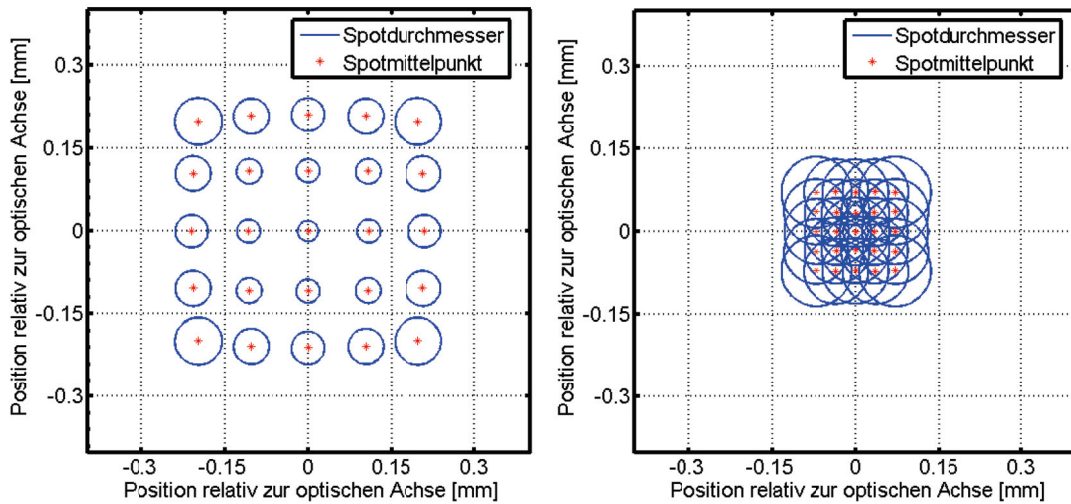


Abb. 6.4.: Spotverteilung auf der Retina für $A = 2$ dpt (links) und $A = 8$ dpt (rechts) (Spotzentrum in rot, Durchmesser in blau, Skala in mm)

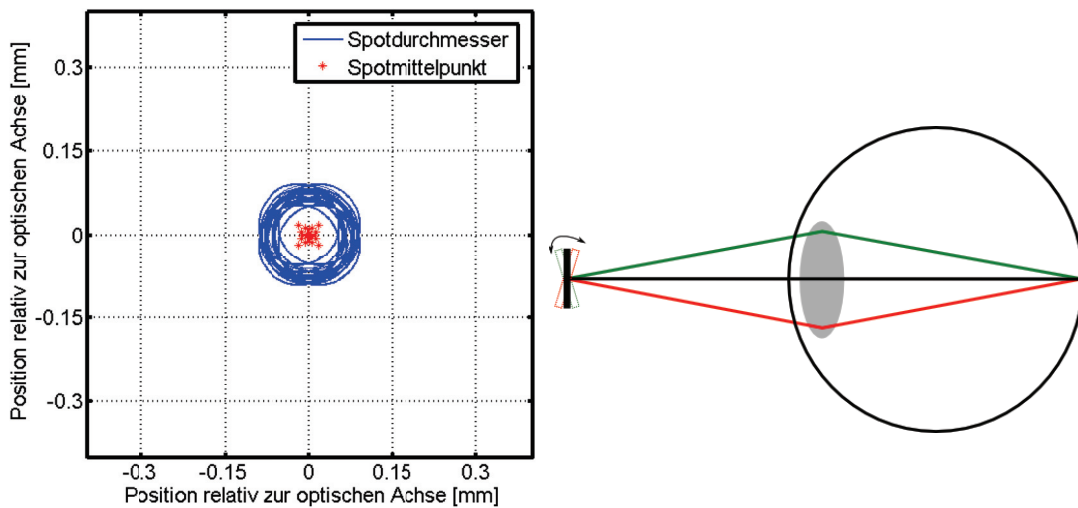


Abb. 6.5.: Spotverteilung auf der Retina für $A = 12$ dpt und Prinzip der Quasi-punktquelle: Nähern sich der Akkommodationsabstand und die Distanz des Auge zum Spiegel einander an, fallen alle Strahlen zunehmend auf den selben Punkt.

6.2. Modul B - Thermodynamisches Augenmodell

Es wird dabei angenommen, dass Linie für Linie von links nach rechts gescannt wird. Mit zunehmender Akkommodation erhöht sich der Überlapp der Punkte zunehmend, ebenso wie der Durchmesser. Nähern sich Objektdistanz und Akkommodationsabstand einander an, ergibt sich zunehmend eine "Quasi-Punktquelle": durch die Spiegelrotation entsteht ein Verhalten ähnlich dem einer Punktquelle, alle Punkte fallen quasi zusammen (vgl. Abbildung 6.5 rechts). Die vorgestellten Spotpositionen wurden gewählt, um das Grundprinzip zu zeigen. Die Anzahl der betrachteten Spotpositionen und die Schrittweite des scannenden Spiegels sind frei einstellbar. Da innerhalb der Software Zemax auch Spotdigramme kleiner als das Beugungslimit auftreten können, werden Fälle, in denen der RMS-Radius des Spots kleiner als die Airyscheibe ist, abgefangen. Dazu werden diese Werte durch eine Gaußdarstellung der *Punktspreizfunktion* ($1/e^2$ -Kriterium) ersetzt.

Für die weitere Verarbeitung in Modul B werden die Augenbereiche definiert, in denen eine relevante Absorption der Laserstrahlung angenommen wird, was direkt aus der/den verwendeten Wellenlängen folgt. Entsprechend dieser Auswahl werden die relevanten Daten von Matlab zur weiteren Verwendung in den numerischen Solver Fluent (Ansys Inc.) exportiert.

6.2. Modul B - Thermodynamisches Augenmodell

In Modul B werden die Spotpositionen und -Formen aus Modul A verwendet, um die Temperaturen und Schadenswahrscheinlichkeiten zu bestimmen. Dafür wurde die Geometrie des Auges in der *Computer Aided Design (CAD)*-Software Inventor (Autodesk Inc.) aufgebaut und darauf aufbauend ein Mesh in Hypermesh (Altair Engineering) erstellt. In Fluent werden dann die Randbedingungen hinsichtlich der Kornea und Sklera sowie das Blutflussverhalten definiert. Für die Berechnung der Temperaturen werden die zeitabhängigen Positionen und Formen aus Modul A mit einer Zeitschrittweite kombiniert. Anschließend werden diese Temperaturen verwendet, um die Schadenswahrscheinlichkeit zu bestimmen. Die folgenden Unterkapitel erklären diese Aspekte im Detail.

6. Modellbildung

6.2.1. Geometrie und Gewebeeigenschaften

Die Modellierung des Auges begann mit dem Aufbau einer Geometrie in Inventor. Diese wurde ausgehend von den physiologischen Werten entworfen und ist in Abbildung 6.6 zu sehen. Die verwendeten Größen sind in Tabelle 6.2 den realen, physiologischen Werten gegenübergestellt. Alle Werte entsprechen den aus der Literatur entnommenen physiologischen Referenzbereichen. Die verwendeten Gewebeeigenschaften finden sich in Tabelle 6.3.

Komponente	Parameter	Ort	Wert [mm]	Referenz [mm]
Kornea	Radius	Anterior	7,7	7,72 [7]
		Posterior	6,5 6,75 (Ellipse)	6,5 [7][83]
	Dicke	Zentrum Limbus	0,52 0,752	0,52 [63] 0,8 [25]
	Höhe	Limbus	11	10,6 (vertikal) 11,6 (horizontal) [83]
Sklera	Radius	Außenradius	12	12 [83]
		Innenradius	11,18	Dicke post. Pol: 0,99 limbal 0,752 [25]
	Dicke	Posterior Pol	0,99	0,9-1 [79]
Linse	Radius	Anterior	10	10 [58]
		Posterior	6	6 [58]
	Dicke	Zentrum	4,2	4,2-4,3 [115]
	Höhe	Zentrum	9,6	9-10 [93]
Augenkammer	Länge	Axial	3,405	3,35-3,45 [107]
	Volumen		200 μ l	200 μ l [13]

6.2. Modul B - Thermodynamisches Augenmodell

Glas- körper	Länge	Axial	15,4	16,4 [7]
	Volu- men		4,61 ml	4 ml [108] 5,2 ml [83]
Retina	Dicke		0,25	0,227-0,271 [2]
Optischer Nerv	Radius		2,0	1,5 - 1,75 im Eintrittsbereich [108]
Pupille	Radius		2,5	1,2-9 [93]
Iris	Radius		6,5	6,25 [83]
	Dicke	Iriswurzel	0,5	Mittelwert aus 0,372, 0,457 und 0,645 [27]
Ziliar- körper	Länge	Pars plicata	2	2 [108]
		Pars plana	4	4 [108]
Aderhaut	Radius	Anterior	11,18 (außen)	Folgt aus Sklera
			11,08 (innen)	ant. Aderhautdicke: 0,1 [106]
		Posterior	11,18 (außen)	Folgt aus Sklera
			10,98 (innen)	post. Aderhautdicke: 0,22 [108]
	Dicke	Anterior	0,1	0,1 [105]
		Posterior	0,2	0,21 [105]

Tab. 6.2.: Modellgeometrie

6. Modellbildung

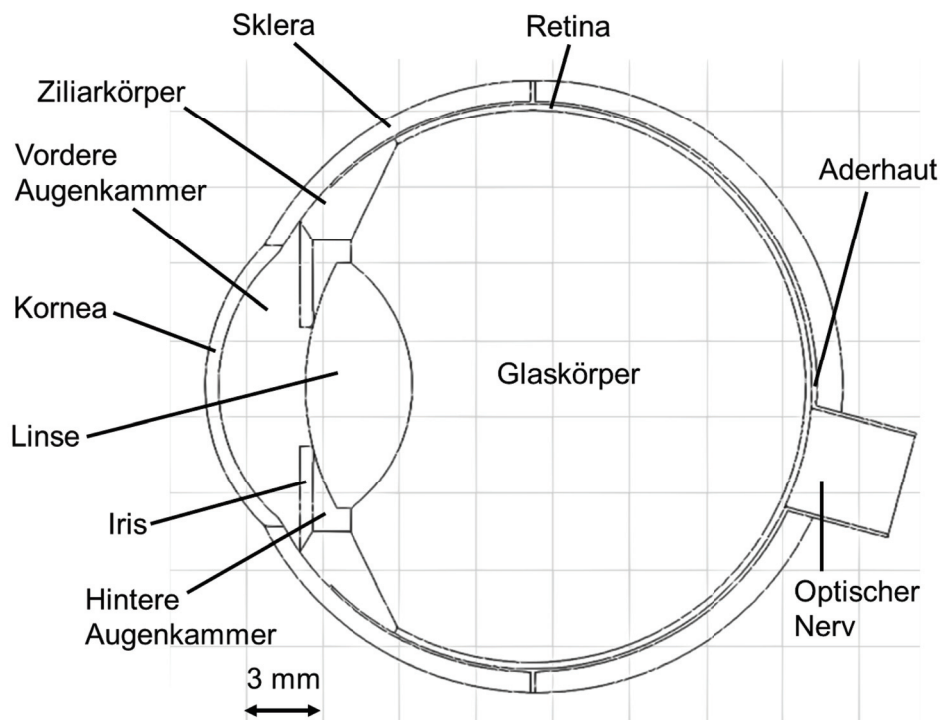


Abb. 6.6.: Modellierung der Augen geometrie in Inventor entsprechend der Parameter aus Tabelle 6.2. Das zugehörige Mesh findet sich in Abbildung 6.10.

Komponente	Wärmeleitfähigkeit λ [W/mK]	Wärmekapazität c_p [J/kgK]	Dichte ρ [kg/m ³]	Viskosität η [g/ms]
Kornea	0,58 [21]	4178 [98]	1050 [73]	-
Sklera	1,0042 [15]	3180 [84]	1100 [15]	-
Augenkammer	0,58 [21]	3997 [98]	996 [98]	-
Glaskörper	0,603 [98]	4178 [98]	1000 [98]	-
Iris	1,0042 [15]	3180 [15]	1100 [15]	-
Linse	0,4 [21]	3000 [61]	1050 [73]	-
Aderhaut	0,53 [19]	3840 [19]	1060 [19]	-
Retina	0,565 [19]	3680 [19]	1039 [19]	-
Ziliarkörper	0,498 [19]	3430 [19]	1040 [19]	-
Blut	0,492 [48]	3594 [8]	1060 [17]	3,45 [14]

Tab. 6.3.: Gewebeeigenschaften

6.2.2. Randbedingungen an Kornea und Sklera

Im Falle der Betrachtung des ganzen Auges entsprechen die Randbedingungen des Modells den Wärmeübergangskoeffizienten der Sklera sowie der Kornea, da nur diese Oberflächen in Kontakt mit der Umgebung stehen. Um diese Koeffizienten zu bestimmen, wurden die im Folgenden beschriebenen Überlegungen angestellt. Die Ergebnisse werden im Kapitel 7 zuerst für Steady-state-Berechnungen verwendet, um ihre Gültigkeit zu beweisen, und dann für die Berechnung von Temperatur und Schaden (innerhalb und außerhalb der Validierung).

Für die Bestimmung der Randbedingung der Kornea wird von einer Umgebungstemperatur von 25 °C ausgegangen, während für die Kornea selbst angenommen wird, dass sie einen stabilen Wert von 34,5 °C erreichen wird. Aus dieser Differenz von 9,5 K und der Verdampfungsrate des Tränenfilms auf der Kornea von 40 W/m² folgt

$$h_{\text{Tränenfilm}} = \frac{40 \text{ W/m}^2}{9,5 \text{ K}} = 4,21 \text{ W/m}^2\text{K}. \quad (6.8)$$

Dies repräsentiert die Verdampfung des Tränenfilms in der Einheit der Konvektion und kann somit zu der regulären Konvektion der Kornea von 10 W/m²K [21][75] addiert werden. Es folgt ein totaler Wert des Wärmeübergangskoeffizienten von

$$h_{\text{Korn}_1} = h_{\text{Tränenfilm}} + h_{\text{Konvektion}} = 14,21 \text{ W/m}^2\text{K}. \quad (6.9)$$

Außerdem wird ein zweiter Wert

$$h_{\text{Korn}_2} = 16,67 \text{ W/m}^2\text{K} \quad (6.10)$$

verwendet, welcher mit einer Verdampfungsrate von 63,4 W/m² korrespondiert. Dies ist der höchste Wert, welcher noch im physiologisch korrekten Bereich liegt [109] und gleichzeitig die Validierungskriterien aus Kapitel 7 erfüllt. Somit definieren h_{korn_1} und h_{korn_2} einen Bereich möglicher Verdampfungsraten, wie später in Abbildung 7.2 zu sehen sein wird.

Der Wert für den skleralen Wärmeübergang wird unter folgender Annahme hergeleitet [61]: Der Abstand zwischen Auge und Gehirn beträgt

6. Modellbildung

14 mm [61] und das Gewebe an dieser Stelle besteht ausschließlich aus Fettgewebe⁵, sodass sich eine Wärmeleitung von $0,25 \text{ W/m}^2\text{K}$ ergibt. Es wird wie folgt abgeschätzt:

$$h_{sklera} = 0,25 \text{ W/mK} * \frac{1}{14 \text{ mm}} = 17,85 \text{ W/m}^2\text{K} \approx 20 \text{ W/m}^2\text{K} \quad (6.11)$$

Dieser Wert enthält keinen Anteil, um den Wärmeabtransport durch den Blutstrom in der Aderhaut abzubilden (wie es bei vielen anderen Autoren der Fall ist), dies geschieht gesondert durch die Implementierung der Blutströmung wie in Kapitel 6.2.4 beschrieben.

Die Bereiche, für die diese Übergangsbedingungen gültig sind, werden noch einmal in Abbildung 6.7 rechts gezeigt. Sie unterscheiden sich von den Definitionen, die bisherige Augenmodelle verwenden (links), hinsichtlich des Lidspaltes, der mit berücksichtigt wird. Während Γ_1 unverändert bleibt, wird für Γ_2 eine Ausdehnung bis zu den Grenzen des Lidspaltes anstatt nur der Kornea angenommen. Dafür wird angenommen, dass der Wärmeübergangskoeffizient des Bereichs Γ_2 überall den

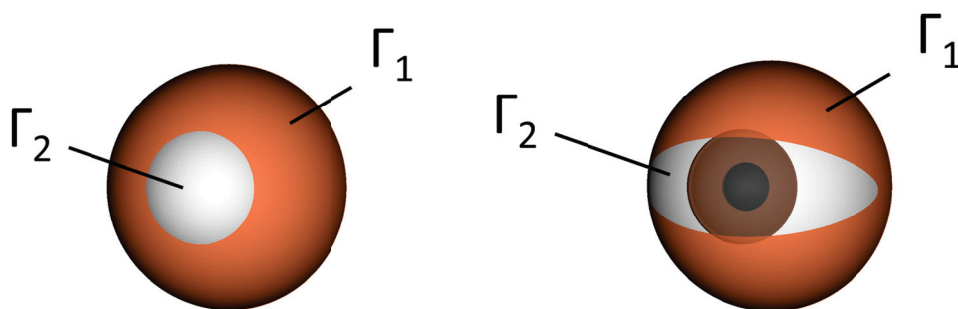


Abb. 6.7.: Bereiche des skleralen und kornealen Wärmeübergangs in bisherigen Modellen (links) und dem vorgestellten Modell (rechts): Der Bereich der Kornea wurde um den Lidspalt erweitert.

5 Die Annahme, dass lediglich Fettgewebe auftritt, ist eine Worst case Abschätzung im Sinne der Augensicherheit: Fettgewebe besitzt von allen in Frage kommenden Gewebetypen die geringste Wärmeleitung, sorgt also für die geringste Abkühlung des Auges.

Wert der Kornea besitzt und sich damit der tatsächliche Bereich der Kornea⁶ und der nicht-korneale, d.h. der durch den Lidspalt nicht verdeckte Teil der Sklera, gleich verhalten. Diese Annahme fußt auf der Tatsache, dass die Sklera an dieser Stelle noch mit Bindehaut (lat. *Tunica conjunctiva*) überzogen ist, welche wiederum ebenso wie die Kornea mit einem Tränenfilm benetzt ist.

6.2.3. Erzeugen des Gitternetzes

Auf Basis der zuvor erzeugten Geometrie wird nun ein dreidimensionales Mesh erzeugt, auf Basis dessen dann die Lösung der Differentialgleichungen stattfindet. Dazu wird das zuvor erstellte dreidimensio-

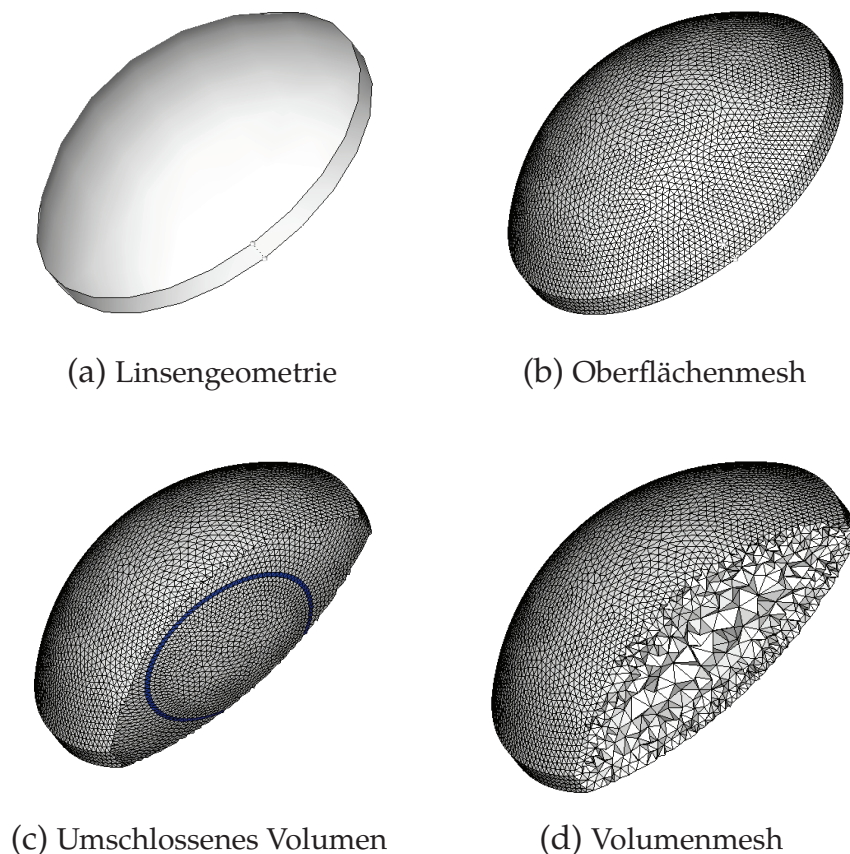


Abb. 6.8.: Schritte zur Generierung eines Volumenmeshs: (a) Ein geometrisches Modell wird mit (b) einer Oberflächenmesh überzogen um (c) ein umschlossenes Volumen zu erhalten. (d) Dies wird dann mit einem Volumenmesh gefüllt.

⁶ Kreisförmig im Zentrum, begrenzt durch den Limbus auf Höhe des von außen sichtbaren Teils der Iris.

6. Modellbildung

nale Modell des Auges komponentenweise mit Oberflächenmeshs überzogen, wie in den Abbildungen 6.8 (a) und 6.8 (b) am Beispiel der Linse gezeigt wird. Wurden alle Oberflächen mit einem zweidimensionalen Mesh versehen und somit ein geschlossenes Volumen erzeugt, kann zwischen den Oberflächenmeshs ein Volumenmesh erzeugt werden, wie in Abbildung 6.8 (d) zu sehen ist. Entsprechend dieses Prinzips wurden alle Oberflächen des Auges gemesht (vgl. die Abbildungen 6.9 und 6.10).

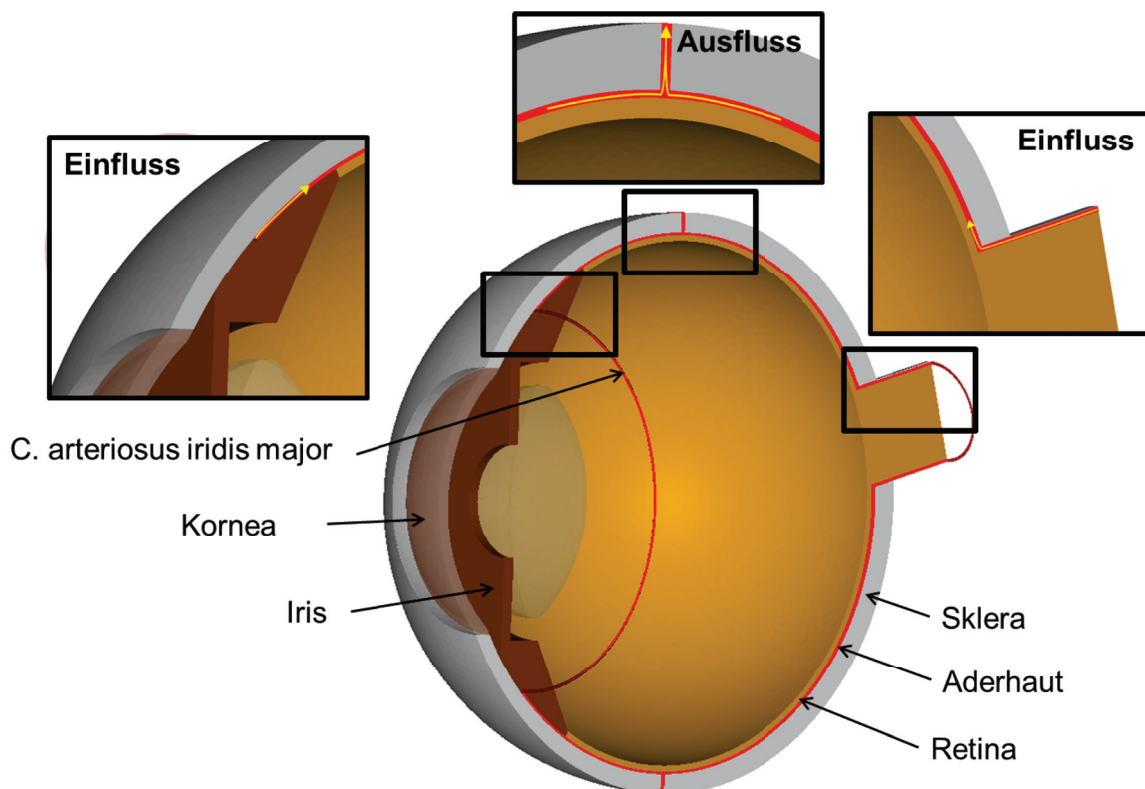


Abb. 6.9.: Schnitt durch die dreidimensionale Geometrie des ganzen Auges. Das Mesh welches auf Basis dieser Geometrie erzeugt wurde, ist in Abbildung 6.10 zu sehen. (Der Glaskörper wurde ausgeblendet, um die Retinaoberfläche sichtbar zu machen.)

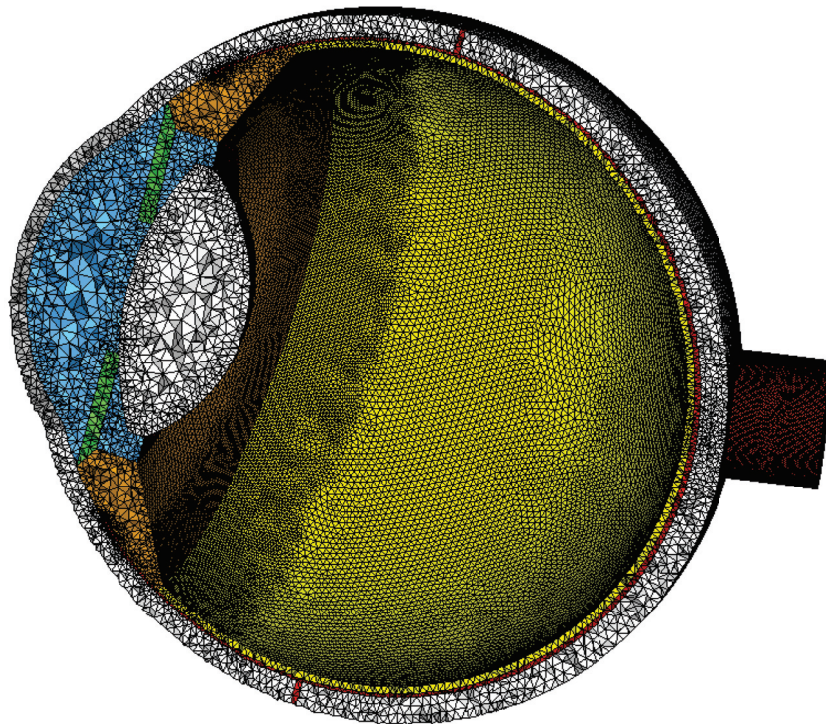


Abb. 6.10.: Schnitt durch das Mesh des ganzen Auges: Die Retina (gelb), welche auch das RPE enthält, liegt oberhalb der Aderhaut (rot), deren Ausfluss die Sklera (weiß) im Bereich des Äquators durchstößt. Im vorderen Bereich liegt die Linse (weiß) hinter der Iris (grün), die an den Ziliarkörper (orange) sowie die vordere und hintere Augenkammer (hellblau) angrenzt. (Der Glaskörper wurde ausgeblendet, um die Retinaoberfläche sichtbar zu machen.)

6.2.4. Positionierung und Implementierung des Blutflusses

Die Physiologie des menschlichen Auges zeigt prinzipiell zwei unabhängige Blutströme (vgl. Abbildung 6.11) [34][83]: Der erste befindet sich im vorderen Teil des Auges und kann in guter Näherung durch einen Bluteinlass an der Stelle des *Circulus arteriosus iridis major*⁷ (vgl. Kapitel 3.1) und einen Ausfluss durch die Vortexvenen beschrieben werden. Der zweite Blutstrom beginnt an den kurzen Ziliararterien und verlässt das Auge ebenfalls durch die Vortexvenen. Entsprechend wurden die Blutströme im Augenmodell, das Gegenstand dieser Arbeit ist, definiert, wie in Abbildung 6.9 zu sehen. Alle Ein- und Ausflüsse beziehen sich immer nur auf die Aderhaut, an anderer Stelle existiert keine Strömung.

⁷ Welcher wiederum durch die langen und vorderen Ziliararterien mit Blut versorgt wird.

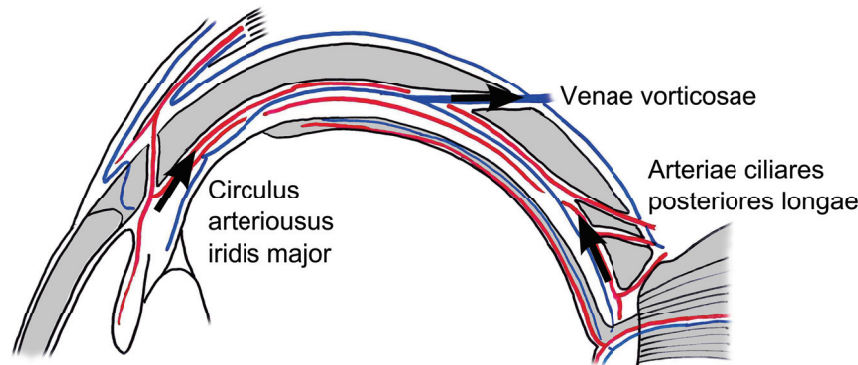


Abb. 6.11.: Definition der Einflüsse und des Ausflusses basierend auf dem physiologischen Blutfluss: Die Blutversorgungen über den *Circulus arteriosus iridis major* und die *Arteriae ciliares posteriores longae* werden als Einflüsse modelliert, die *Venae vorticosae* als Ausfluss.

Ausgehend von diesen Definitionen des Ein- und Ausflusses wird der Blutfluss dann in zwei Schritten implementiert: Zuerst wird die Strömungsrichtung durch ein Vektorfeld festgelegt. Dazu wird das Volumen der Aderhaut (siehe Abbildungen 6.9 und 6.10) als Fluid definiert und ein fester Bluteinfluss angelegt - es entsteht eine Strömung hin zum Ausfluss mit einem Strömungsvektor in jeder Meshzelle. In einem zweiten Schritt werden dann die Beträge aller Vektoren auf den Wert 5 mm/s gesetzt, wie er von Peyman als mittlere Strömungsgeschwindigkeit in höheren Primaten gemessen wurde [87]. Man erhält ein makroskopisch realistisches Strömungsprofil hinsichtlich Richtung und Strömung. Dies geschieht unter der Annahme einer homogenen Aderhautströmung, daher muss auch der zweite Schritt erfolgen. Würde nur der Eingangswert auf 5 mm/s gesetzt, entstünden starke Schwankungen der Strömung entsprechend des Volumenverlaufs der Aderhaut. Das Überschreiben der Werte geschieht anhand einer sogenannten *user defined function (UDF)*, welche von Fluent interpretiert werden kann und im Anhang A zu finden ist.

6.2.5. Temperaturberechnung

Zu Beginn der Temperaturberechnung stehen die zeitabhängigen Positionen und Formen des Lasers aus Modul A. Diese werden durch eine UDF in Fluent eingelesen und darin zyklisch abgearbeitet: Für jede

6.2. Modul B - Thermodynamisches Augenmodell

Position wird innerhalb der UDF die absorbierte Energie auf Basis der Absorptionskoeffizienten bzw. der verwendeten Laserwellenlänge bestimmt und in die betroffenen Meshzellen geschrieben. Dabei werden alle vom Laserspot bestrahlten Meshzellen parallel erhitzt.

Exemplarisch folgt für eine Bestrahlung des Auges mit einer Wellenlänge von 532 nm eine Absorption von 51 % [12] im RPE der Dicke 5 μm , siehe Abbildung 6.12. Die Absorption innerhalb der Bruchmembran beträgt 0 % [12] [53]. Die verbleibende Laserenergie fällt nach dem Lambert-beerschen Gesetz innerhalb der Aderhaut mit einer Dicke von 100 μm und einem Absorptionskoeffizienten von $\alpha_{Ch} = 270 \text{ cm}^{-1}$ [12] ab. Dafür berechnet die UDF die absorbierte Energie über die Dicke der jeweiligen Meshzelle und schreibt diesen Wert in die Zelle. Für die Transmission von der Kornea bis zur Retina wird entsprechend [12] ein Wert von 20 % verwendet. Zusätzlich muss die Dauer eines einzelnen Zeitschrittes de-

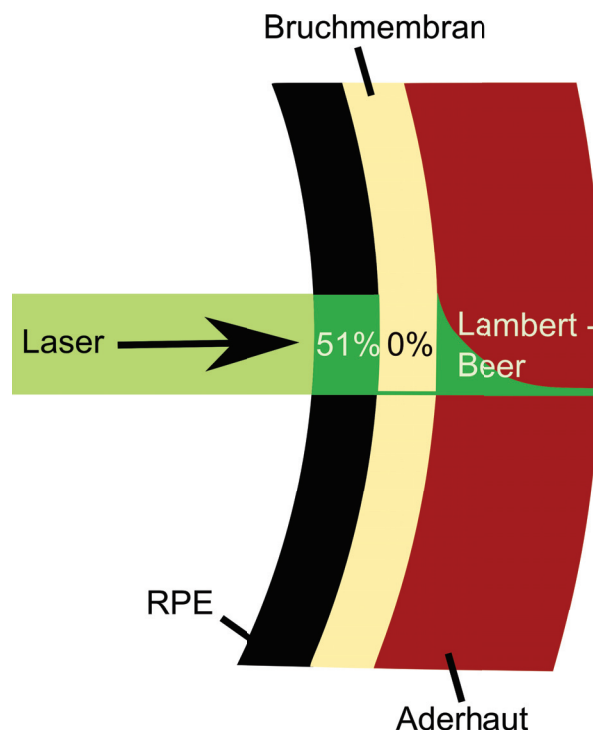


Abb. 6.12.: Absorptionsverhalten am Augenhintergrund: Innerhalb des RPE werden 51 % des 532-nm-Lasers absorbiert, in der Bruchmembran findet keine Absorption statt und in der Aderhaut wird ein Lambert-Beer-Verhalten angenommen.

6. Modellbildung

finiert werden, da die aus Modul A stammenden Daten lediglich eine Bestrahlungssequenz beschreiben, der noch der zeitliche Maßstab fehlt. Um die Rechnung zu beschleunigen, werden zudem alle Rechenschritte, während deren keine Bestrahlung stattfindet, zusammengefasst (siehe Anhang C) und mit einer entsprechend größeren Schrittweite versehen, da hier keine zeitlich feinaufgelöste Vorgehensweise nötig ist. Nachdem alle diese Einstellungen gemacht wurden, ist der Solver Fluent in der Lage, das thermische Verhalten des Auges über der Zeit zu berechnen. Da für das vorliegende Modell nur die Berücksichtigung der Wärmeleitung und Blutströmung relevant ist, werden innerhalb des Solvers nur die Lösungen der entsprechenden Differentialgleichungen aktiviert.

6.2.6. Schadensberechnung

Um aus diesem thermischen Verhalten eine Schadenswahrscheinlichkeit zu erhalten, werden die errechneten Temperaturwerte durch ein Tool auf Basis von C++ (siehe Anhang C) aus der Fluent-Ergebnisdatei ausgelesen. Entsprechend der Beschreibung in 3.2.2 werden aus den Temperaturen die Arrheniuswerte der einzelnen Meshzellen berechnet und in einem für die Postprocessing-Software Hyperview (Altair Engineering) lesbaren Format abgespeichert. Somit kann während der Auswertung einfach innerhalb von Hyperview zwischen Temperaturwerten und Schadenswahrscheinlichkeit umgeschaltet werden. Die Abbildungen 7.7 und 7.8 in Kapitel 7.1.3 zeigen beispielhaft zuerst das induzierte Temperaturverhalten und dann die Werte des Arrhenius-Integrals.

Am Ende liegt eine Aussage über den Schaden (ja/nein) für jede Meshzelle des thermischen Augenmodells aus Modul B vor. Die ja/nein-Entscheidung folgt dabei aus einem Schwellwert von 1 für das Arrheniusintegral [77]. Diese Schadensschwelle wird iterativ durch Ausprobieren unterschiedlicher Eingangsleistungen für eine feste Bestrahlungsdauer bestimmt. Im Mittel sind dazu 5 bis 6 Iterationsschritte nötig.

7. Modellvalidierung

Nach der Diskussion der Modellbildung wird an dieser Stelle nun durch unterschiedliche Validierungsansätze sichergestellt, dass die vorgestellte Toolchain korrekte Vorhersagen bezüglich Temperatur und Schaden trifft.

Dazu werden sowohl die Temperaturen des unbestrahlten Auges im langzeitstabilen Fall (Steady-state) mit anderen Augenmodellen (Kapitel 7.1.1) als auch die entstehenden Temperaturen und Schäden unter Laserbestrahlung mit Messungen aus der Literatur (Kapitel 7.1.2 und 7.1.3) verglichen. Zudem werden eigene Temperaturmessungen an bestrahltem Schweinegewebe an Luft (Kapitel 7.2) und unter Wasser (Kapitel 7.3) den Modellergebnissen gegenübergestellt. Es wird dabei für alle Fälle eine Laserwellenlänge von 532 nm und somit eine ausschließliche Absorption am Augenhintergrund angenommen. Insgesamt werden damit sowohl Vergleiche für kurzfristige (100 ms) als auch für langfristige (60 s) Bestrahlungen durchgeführt - darunter sind in-vivo-Messungen am Menschen, Messungen an Luft und in einer Wasserumgebung, die

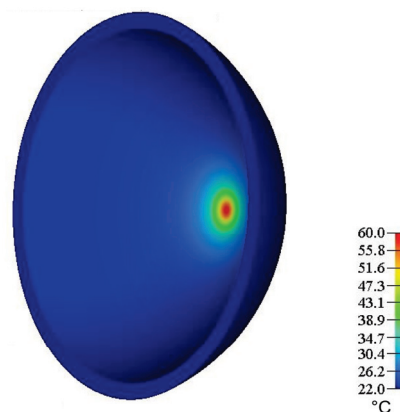


Abb. 7.1.: Beispielhaftes Temperaturprofil eines bestrahlten Augenhintergrundes - Laserparameter: $P=200$ mW, $\lambda=532$ nm, $d_{\text{gau\ss}}=1,9$ mm (vgl. Abbildung 7.20 für gesamten Temperaturverlauf)

7. Modellvalidierung

den Glaskörper emuliert. Für die Vergleiche mit in-vivo-Messungen wird die Blutströmung im Modell aktiviert, während sie für ex-vivo-Messungen deaktiviert wird. Abbildung 7.1 zeigt exemplarisch den in Kapitel 7.3 diskutierten Fall der Bestrahlung durch einen 200 mW-Laser in einer Wasserumgebung, dargestellt ist die Temperaturverteilung nach 60 s.

Das gesamte Modell des Auges, wie es für die Berechnungen des Steady-states verwendet wurde, besitzt 761.766 Meshzellen mit Ausdehnungen von 37 μm bis 491 μm . Für die vorgestellten Berechnungen unter Laserbestrahlung wurde der Augenhintergrund ausgeschnitten und feiner gemesht, um der geringen Ausdehnung des RPE von 5 μm Rechnung zu tragen. Es ergaben sich 28.986.644 Zellen im Bereich von 2 μm bis 932 μm . Die Steady-state-Berechnungen in Kapitel 7.1.1 wurden mit Zeitschritten von 10 ms durchgeführt. In den Kapiteln kurzer Bestrahlungszeit 7.1.2 und 7.1.3 wurden 10 μs verwendet und für die Langzeitbestrahlungen in den Kapiteln 7.2 und 7.3 100 ms¹.

7.1. Validierung gegen Literatur

7.1.1. Steady-state-Validierung

Als erster Validierungsschritt erfolgt der Vergleich der Temperaturen des Augenmodells im eingeschwungenen, d.h. langzeitstabilen Zustand ohne den Einfluss externer Laserquellen (*Steady-state*). Die sich einstellenden Temperaturen wurden anhand von 4 Kriterien verglichen: 1. der zentralen und gemittelten Korneatemperatur in Abhängigkeit von der Raumtemperatur, 2. der Korrelation zwischen Raumtemperatur und Korneatemperatur, 3. der Temperaturdifferenz zwischen limbaler und zentraler Korneatemperatur und 4. der Temperaturverteilung über das ganze Auge. Diese Kriterien spiegeln die thermischen Kernpunkte unter Berücksichtigung der verfügbaren Daten wieder. Die ersten drei Kriterien stützen sich auf Messungen der Kornea, während Kriterium 4 die Temperaturverteilung anderer Augenmodelle heranzieht.

1 Um die Invarianz der Ergebnisse gegenüber den Zeitschritten zu zeigen, wurden für die Mesh des ganzen Auges Vergleichsrechnungen mit 1 ms durchgeführt und für die Mesh des Augenhintergrundes mit 10 ms. Die größte auftretende Abweichung zwischen Ursprungsrechnung und Vergleichsrechnung lag bei 1.3 % für letzteren Fall bei einer Bestrahlungsleistung von 200 mW und nach einer Bestrahlungsdauer von 60 s.

Zentrale und gemittelte Korneatemperatur

Abbildung 7.2 zeigt die Temperaturverteilung über der Kornea. Die Werte der zentralen Kornea (grüner Pfeil) sowie die über die gesamte Kornea gemittelte Temperatur (gelbe Fläche) sind für verschiedene Raumtemperaturen gezeigt und werden mit Literaturwerten verglichen (Kessel2010 [55], Kocak1999 [60], Gugleta1999 [32], Fujishima1996 [30], Craig2000 [16]). Die gelben und grünen Wertebereiche in der Grafik linkerhand zeigen die korrespondierenden Temperaturbereiche unter der Annahme einer Verdampfungsrate² h_{Korn} der Kornea zwischen $14,21 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ (obere Grenze des Temperaturbereiches) und $16,67 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ (untere Grenze des Temperaturbereiches).

Die anhand des Augenmodells berechneten Temperaturen sind in Übereinstimmung mit den von Kessel [55] gemessenen Werten der Kornea und den zentralen Werten der Kornea wie sie von Kocak [60], Gugleta

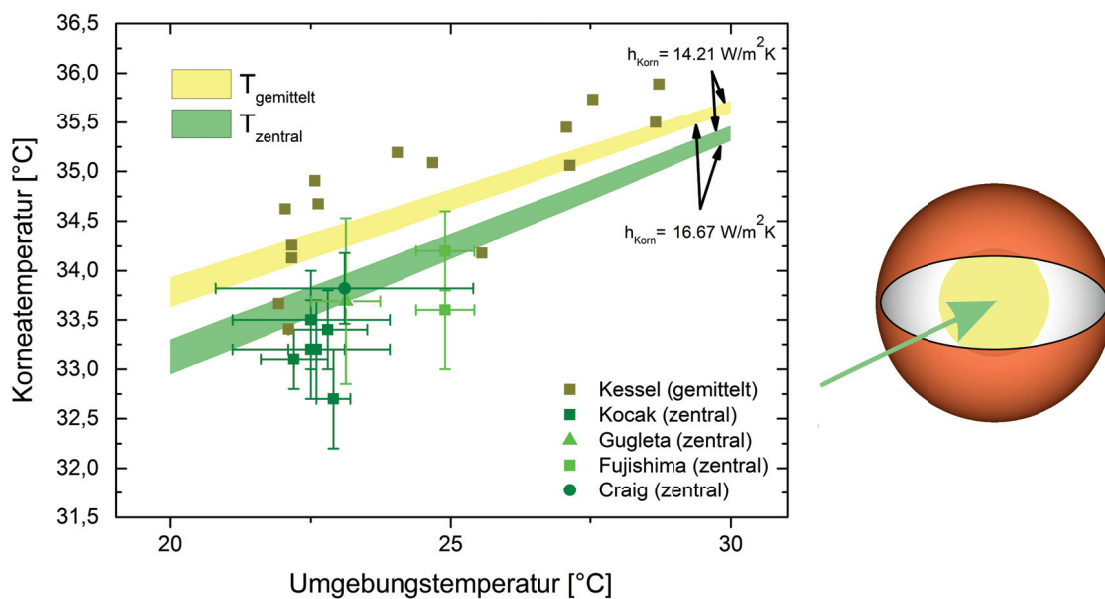


Abb. 7.2.: Vergleich der berechneten Kornea-Temperaturen (farbige Wertebereiche) mit Werten aus der Literatur (Punkte). Aufgetragen sind die Kornea-Temperaturen im Zentrum der Kornea (grün) und die Mittelung über die gesamte Kornea-Oberfläche (gelb) in Abhängigkeit von der Umgebungstemperatur. Die Ergebniskorridore spannen sich zwischen zwei möglichen Werten des kornealen Wäremeübergangskoeffizientens h_{Korn} auf.

2 Siehe Kapitel 6.2.2 für eine Erklärung der verwendeten Verdampfungsraten.

7. Modellvalidierung

[32], Fujishima [30] sowie Craig [16] gemessen wurden. Sie stimmen des Weiteren mit dem von Purslow [89] bestimmten Temperaturbereich der Kornea überein. Die berechneten Temperaturen befinden sich insgesamt in einem bezüglich der (stark gestreuten) Messungen realistischen Bereich.

Korrelation zwischen Raumtemperatur und Korneatemperatur

Ausgehend von den Werten für zentrale und gemittelte Korneatemperaturen wurde die Korrelation zwischen der Korneatemperatur und der Umgebungstemperatur abgeleitet, siehe Tabelle 7.1. Sie zeigt den gemittelten Temperaturanstieg unterschiedlicher Bereiche der Hornhaut bei einem Anstieg der Umgebungstemperatur um 1 K. Der Limbus ist dabei der in Abbildung 7.3 blau eingefärbte Übergang der Kornea zur Sklera. Die Daten entsprechen dem erwarteten Bereich von 0,15 - 0,243 °C [89][55].

Zentral	0,22 °C ($h_{Korn} = 14,21 \text{ W/m}^2\text{K}$)
	0,27 °C ($h_{Korn} = 16,67 \text{ W/m}^2\text{K}$)
Limbal	0,16 °C ($h_{Korn} = 14,21 \text{ W/m}^2\text{K}$)
	0,17 °C ($h_{Korn} = 16,67 \text{ W/m}^2\text{K}$)
Gemittelt über ganze Kornea	0,22 °C ($h_{Korn} = 14,21 \text{ W/m}^2\text{K}$)
	0,27 °C ($h_{Korn} = 16,67 \text{ W/m}^2\text{K}$)

Tab. 7.1.: Korrelation zwischen Kornea- und Umgebungstemperatur

Temperaturdifferenz zwischen limbalen und zentraler Korneatemperatur

Abbildung 7.3 zeigt die Berechnungsergebnisse für die Temperaturdifferenz zwischen dem Limbus (in blau markiert) und dem Zentrum der Hornhaut (grüner Pfeil) für unterschiedliche Raumtemperaturen. Die Berechnungen ergeben einen Bereich von 0,41-1 °C, was in guter Übereinstimmung mit den Literaturwerten ist [89].

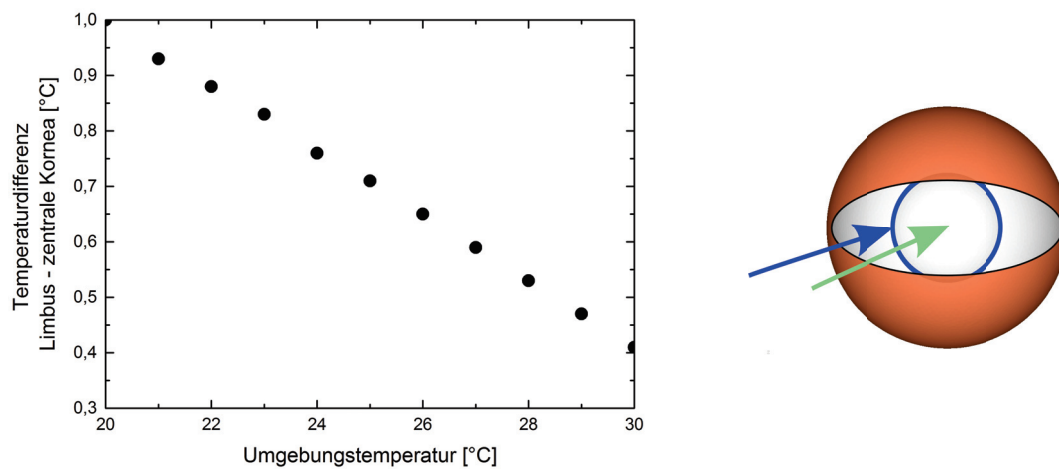


Abb. 7.3.: Temperaturdifferenz zwischen dem Limbus (blau eingefärbter Rand der Kornea) und dem Zentrum der Kornea (grüner Pfeil)

Temperaturverteilung über das ganze Auge

Die Temperaturverteilung entlang der optischen Achse des Auges wurde für den Steady-state-Fall mit den entsprechenden Temperaturverteilungen von Legendijk [61], Ng von 2006 [75] und 2007 [76], Ooi [80] und Forushani [24] verglichen. Der Vergleich ist in Abbildung 7.4 dargestellt, dabei definiert die Außenseite der Kornea eine Distanz von 0 mm und der rechte Rand der Grafik entspricht der äußeren Aderhaut. Auch hier wurde eine gute Übereinstimmung festgestellt. Im vorderen Augenbereich befinden sich die Werte des vorgestellten Modells im mittleren Bereich bisher existierender Arbeiten, Richtung Sklera nähern sich die Werte immer weiter den Modellen von Forushani und Ng aus 2007 an.

7. Modellvalidierung

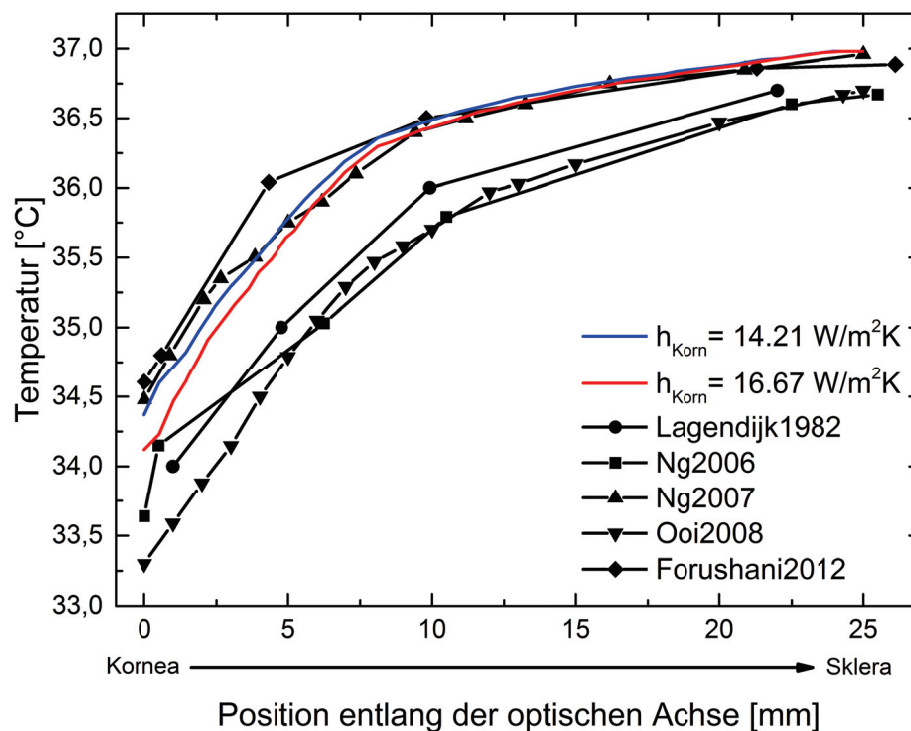


Abb. 7.4.: Vergleich der Temperaturverläufe des vorgestellten Modells (farbige Linien) und bisheriger Arbeiten (schwarze Linien). Dargestellt sind die Temperaturen entlang der optischen Achse des Auges. Die beiden farbigen Kurven folgen aus zwei für den kornealen Wäremeübergangskoeffizienten h_{Korn} möglichen Werten.

7.1.2. Transiente Validierung - Temperatur

Innerhalb dieses Kapitels werden die berechneten Temperaturen des Augenhintergrundes mit entsprechenden Messungen verglichen. Für dieses Validierungskriterium wird eine Bestrahlung des Auges durch einen 532 nm-Laser angenommen.

Messmethode [54][12]

Diese Messmethode nutzt die Abhängigkeit einer Druckwelle, welche bei der Absorption eines ns-Pulses in Gewebe entsteht, von der Temperatur des Gewebes³. Dieser Zusammenhang wurde entsprechend des Schemas in Abbildung 7.5 für die Messung der Netzhauttemperatur ausgenutzt: Die kurzen Pulse des Messlasers (ns-Bereich) erzeugen eine

³ Die Intensität der Druckwelle folgt direkt proportional aus dem sogenannten Grüneisenkoeffizienten, welcher wiederum von der Temperatur abhängt.

Druckwelle, welche ihren Ursprung in der Netzhaut hat. Die Intensität dieser Druckwelle ist dabei abhängig von der Gewebetemperatur, somit kann durch Kenntnis der Druckamplitude auf die Temperatur der Retina geschlossen werden. Erhöht eine weitere Laserquelle (in diesem Falle ein Diodenlaser) die Temperatur, so kann diese über einen Druckwandler an der Kornea gemessen werden (siehe Abbildung 7.5). Mittels dieser Methode wurden am Menschen in-vivo-Messungen der Netzhauttemperatur während einer Photokoagulation vorgenommen.

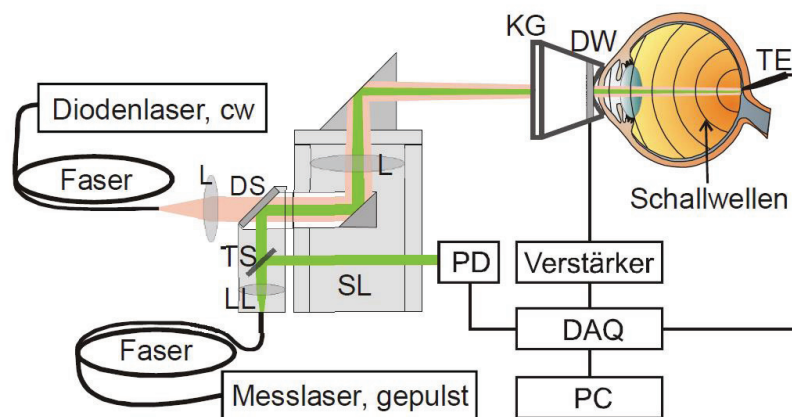


Abb. 7.5.: Aufbau nach Kandulla et al. [54] L: Linse, DS: Dichroitischer Spiegel, SL: Spaltlampe, PD: Photodiode, KG: Kontaktglas, DW: Druckwandler, TE: Thermoelement (nur zur ex-vivo-Referenzmessung, für die eigentliche Messung nicht verwendet)

Die Messmethode führte zu Werten, die in guter Übereinstimmung mit ex-vivo-Referenzmessungen durch Thermoelemente standen⁴. Hintergrund des Aufbaus ist die Echtzeittemperaturmessung während Photokoagulationsoperationen, um die Dosierungsmöglichkeiten während dieser Operation verbessern zu können.

Ergebnisse

Die Abbildung 7.6 zeigt die Temperaturverläufe der Retina unter Laserbestrahlung für 70 mW bei einem Strahldurchmesser von 100 μm sowie für 200 mW und 300 μm wie sie von Brinkmann et al. 2012 [12] gemessen

⁴ Siehe ebenfalls Abbildung 7.5, die Thermoelemente konnten nur bei ex-vivo-Referenzversuchen mit extrahierten Schweineaugen verwendet werden.

7. Modellvalidierung

wurden. Ihr gegenüber sind die durch die Toolchain berechneten Temperaturen gestellt. Obwohl die Messungen starke Schwankungen aufweisen, ist doch zu erkennen, dass das Modell die Temperaturen in guter Näherung vorhersagt. Der linke Graph zeigt innerhalb der ersten 50 ms eine leichte Abschätzung der Simulation nach oben, während sie später im mittleren Temperaturbereich der zunehmend stärker streuenden Messungen liegt. Im rechten Graph entspricht die Simulation 2 von 4 Messungen sehr gut, während sie von den anderen beiden Messungen nach etwa 100 ms nach unten abweicht.

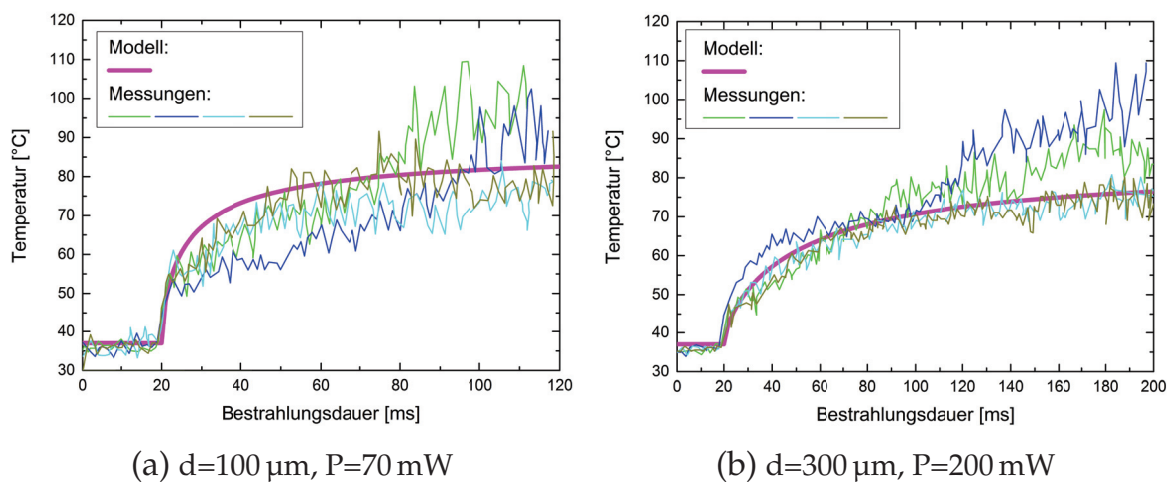


Abb. 7.6.: Vergleich der berechneten Temperaturen mit in-vivo-Messungen des menschlichen Auges [12]

7.1.3. Transiente Validierung - Schaden

Nun wird die Eingangsleistung des Modells bei vorgegebenen Bestrahlungsdauern und Strahldurchmessern [97] so angepasst, dass gerade eine Schadenswahrscheinlichkeit von 1 erreicht wird. Die korrespondierende Energie wird dann mit den Schadensschwellwerten aus Messungen an Rinderaugen [97] verglichen.

Messmethode

Diese Messmethode basiert auf der Bestrahlung des Augenhintergrundes von Rindern mit einem 532 nm-Laser unterschiedlicher Spotgröße

und ansteigender Leistung. Dafür wurden die Augen am Äquator aufgeschnitten und der Augenhintergrund innerhalb einer wässrigen Lösung der Laserstrahlung ausgesetzt. Eine anschließende visuelle Überprüfung der Proben wurde zur Definition von Schadensgrenzwerten verwendet, Schadenskriterium war dabei eine sichtbare Schädigung von mindestens $20\ \mu\text{m}$ Durchmesser.

Ergebnisse

Entsprechend der Beschreibung in Kapitel 3.2.2 werden die Temperaturen, die sich im Bereich des RPEs über der Zeit entwickelten (vgl. Abbildung 7.7), in eine Beschreibung der Schadenswahrscheinlichkeit überführt. Die Entwicklung des Arrheniuswertes über der Zeit ist in Ab-

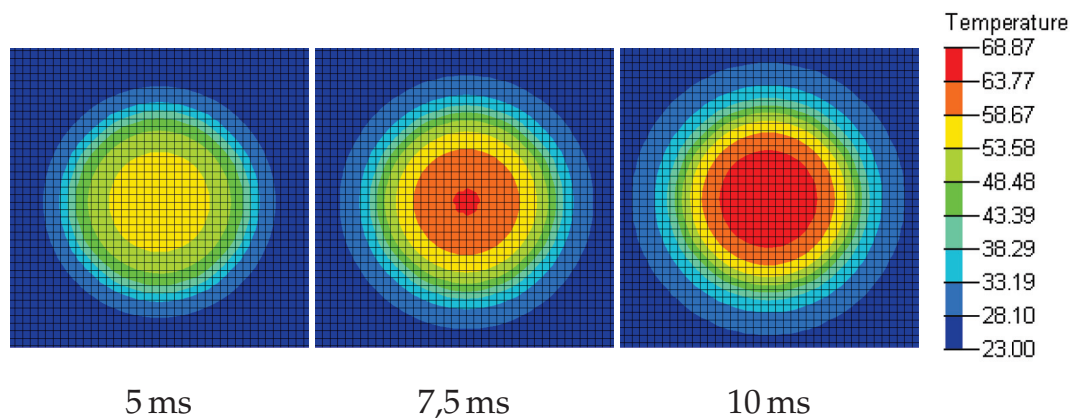


Abb. 7.7.: Zeitliche Entwicklung der Temperatur des RPEs ($d_{\text{Top Hat}}=120\ \mu\text{m}$, Gittergröße= $5\ \mu\text{m}$)

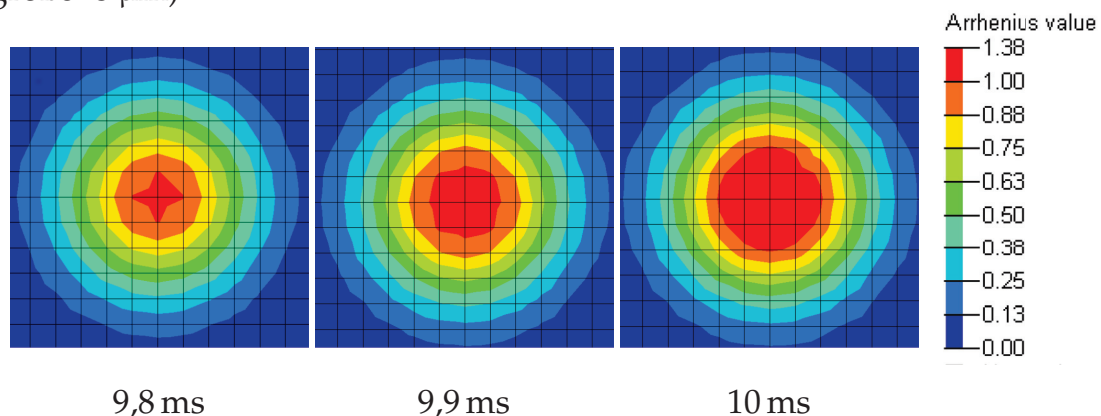


Abb. 7.8.: Zeitliche Entwicklung des Arrhenius Wertes des RPEs ($d_{\text{Top Hat}}=120\ \mu\text{m}$, Gittergröße= $5\ \mu\text{m}$)

7. Modellvalidierung

bildung 7.8 dargestellt. Ein Wert größer oder gleich 1 bedeutet, dass in dem jeweiligen Gebiet ein Schaden zu erwarten ist. Entsprechend des Kriteriums aus Schulmeister et al. [97], die einen Schaden ab einem Läsionsdurchmesser von 20 μm annehmen, werden die Leistungen, die mit Schaden korrespondieren, bestimmt: Die Eingangsleistungen für das Modell werden sukzessive erhöht, bis innerhalb der Bestrahlungszeit gerade ein Schaden der Größe 20 μm entsteht. Die daraus folgenden Werte werden in Tabelle 7.2 den gemessenen gegenübergestellt, die Übereinstimmung ist sehr gut.

Strahldurchmesser [μm]	Bestrahlungsdauer [ms]	Gemessene Schädigungsenergie [μJ] [97]	Berechnete Schädigungsenergie [μJ]
120	1	85	86
	10	241	241
	100	1362	1294
288	1	456	497
	10	1212	1139
	100	4062	3697

Tab. 7.2.: Gegenüberstellung der durch das Modell berechneten und den von Schulmeister et al. [97] gemessenen Schädigungsenergien

7.2. Validierung gegen Messungen an Luft

Um das Modell auch für lange Bestrahlungszeiträume validieren zu können, wurden eigene Messungen mittels einer Infrarotkamera vorgenommen. Dafür wurden Gewebeproben bestrahlt und mit den entsprechenden Berechnungen verglichen.

7.2.1. Vorgehen

Es wurden Proben des Augenhintergrundes von Schweineaugen (Sklera, Aderhaut, RPE, keine Retina) mit einem Laser bestrahlt und das Augenmodell angepasst, sodass sich der Augenhintergrund (ebenfalls ohne Retina) in Luft befindet und somit vergleichbar ist. Das Gewebe wurde dann mit einem Laser beschossen und gleichzeitig der Temperaturverlauf aufgezeichnet. Als Emissivitätswert wurde ein für Wasser bzw. Gewebe typischer Wert von 0.95 angenommen [50]. Die Verwendung von Schweineaugen ergab sich aus der einfachen Verfügbarkeit und der großen Ähnlichkeit mit dem menschlichen Auge. Die Abbildung 7.9 zeigt die Präparation des Gewebes: Zuerst erfolgt ein Schnitt im Bereich des Äquators, dann werden Glaskörper und Retina entfernt und der verbleibende Augenhintergrund zugeschnitten.

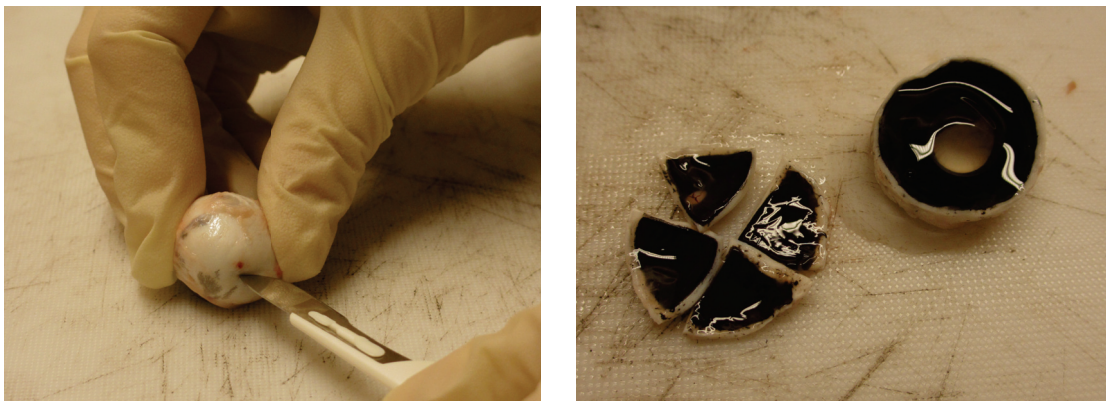


Abb. 7.9.: Präparation der Schweineaugen: Nach einem Schnitt am Äquator (links) werden der Glaskörper und die Retina entfernt, bevor der Augenhintergrund zugeschnitten wird (rechts). Der vordere Augenteil verbleibt (rechts).

7. Modellvalidierung

7.2.2. Aufbau

Der Messaufbau ist in Abbildung 7.10 dargestellt: Ein Festkörperlaser bestrahlt die Gewebeprobe auf der Seite des retinalen Pigmentepithels. Das Gewebe wurde dabei durch einen Halter, wie in Abbildung 7.11 (a) zu sehen, fixiert. Der dadurch erzeugte Temperaturanstieg wird durch eine Infrarotkamera A655sc der Firma FLIR aufgezeichnet, welche Strahlung im Wellenlängenbereich von $7,5\ \mu\text{m}$ bis $13\ \mu\text{m}$ detektieren und damit im Bereich von $-40\ ^\circ\text{C}$ bis $150\ ^\circ\text{C}$ messen kann.

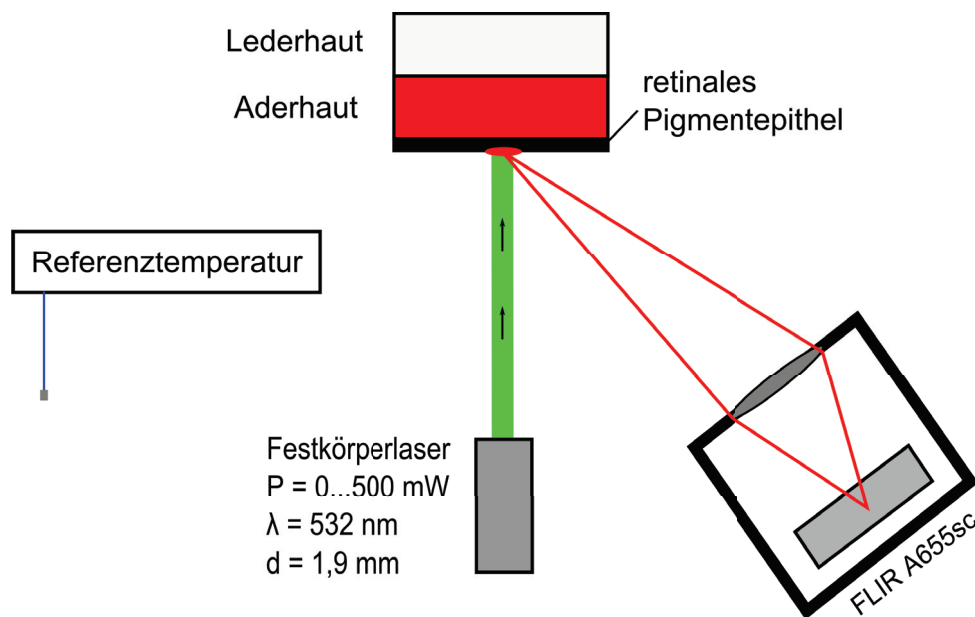


Abb. 7.10.: Temperaturmessung an Luft mittels einer Infrarotkamera

Die Kamera besitzt eine räumliche Auflösung von 640×480 Pixeln und eine zeitliche Auflösung von $50\ \text{Hz}$. Die Abbildungen 7.11 (b) bis 7.11 (d) zeigen beispielhaft Aufnahmen nach $0\ \text{s}$, $1\ \text{s}$ und $20\ \text{s}$ Bestrahlung mit $100\ \text{mW}$. Die gesamten Temperaturverläufe für $50\ \text{mW}$, $100\ \text{mW}$ und $200\ \text{mW}$ sind in der Abbildungen 7.12 dargestellt. Der Laserstrahl der Wellenlänge $532\ \text{nm}$ trat dabei kollimiert aus und hatte einen Durchmesser von $1,9\ \text{mm}$.

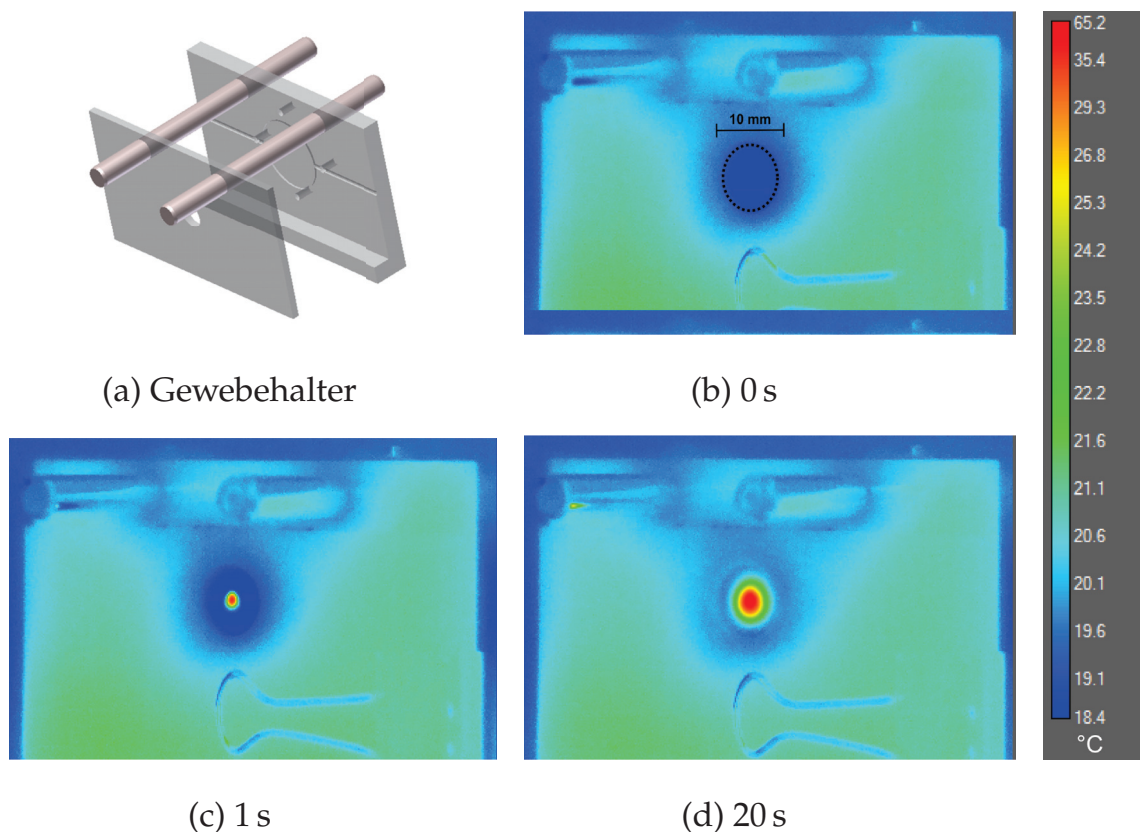


Abb. 7.11.: Infrarotaufnahmen des bestrahlten Augenhintergrundes: Eine Probe aus Sklera, Aderhaut und RPE wird in einem Halter fixiert (a) und durch einen 532 nm-Laser mit 100 mW bei einem Spotdurchmesser von 1,9 mm bestrahlt. Die Abbildungen (c) - (d) zeigen die thermische Entwicklung während der Bestrahlung.

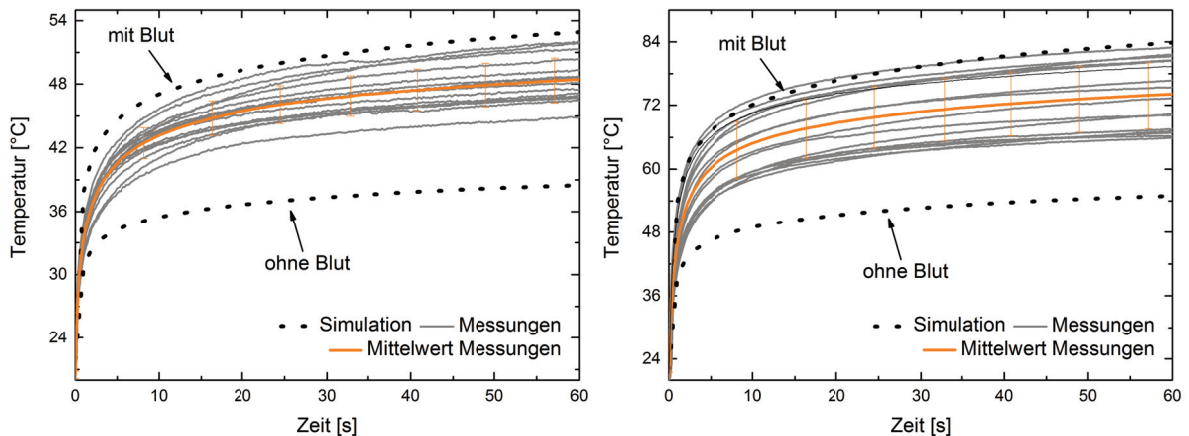
7.2.3. Ergebnisse

Die Abbildungen 7.12 (a) bis 7.12 (c) zeigen, dass die Infrarotmessungen des RPEs sehr gut mit den berechneten Temperaturen übereinstimmen. Um sicherzustellen, dass die berechneten Temperaturen auch mit steigender Laserleistung noch korrekt sind, wurden Leistungen von 50 mW, 100 mW und 200 mW verwendet.

Dabei wird einerseits reguläre Absorption in der Aderhaut (entsprechend der Beschreibung in Kapitel 6.2.1) angenommen (obere Kurve) und andererseits die Absorption für den Fall, dass kein Blut mehr in der Aderhaut vorhanden ist (untere Kurve). Dieses Vorgehen trägt der Tatsache Rechnung, dass die Blutverteilung im Schweineauge je nach zeitlicher Distanz zur Entnahme des Auges und Lagerzeit schwankt. Zudem

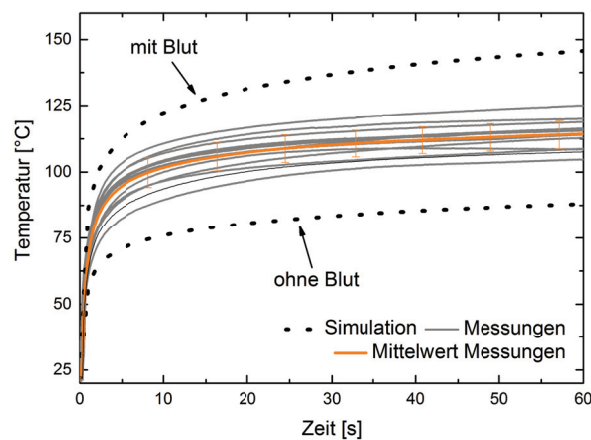
7. Modellvalidierung

variiert auch die Lage des Laserspots relativ zu den Gefäßen, wodurch der Blutanteil im bestrahlten Bereich variabel ist. Es wurden jeweils $n=15$ bzw. $n=16$ Messungen durchgeführt, die Mittelwerte sind orange eingefärbt, die Fehlerbalken beschreiben die Standardabweichung.



(a) 50 mW - $n = 15$

(b) 100 mW - $n = 16$



(c) 200 mW - $n = 15$

Abb. 7.12.: Vergleich zwischen den berechneten (schwarz gepunktet) und gemessenen Werten (grau) - Der Mittelwert ist in orange dargestellt, der Fehlerbalken entspricht der Standardabweichung und n ist die Anzahl der Messungen.

7.3. Validierung gegen Messungen unter Wasser

Um neben der Validierung an Luft auch die notwendige Überprüfung für den Fall inklusive des Glaskörpers durchzuführen, musste dieser emulgiert werden. Die Wahl fiel hierfür auf destilliertes Wasser, welches den Glaskörper sehr gut annähert, wie Tabelle 7.3 zeigt. Es wurde entsprechend ein Messaufbau entworfen und aufgebaut, welcher diese Temperaturmessung unter Wasser ermöglicht. Damit nicht nur das zeitliche, sondern auch das räumliche Profil der Temperatur untersucht werden kann, ist dabei der Abstand des Messpunktes zum Laserspot variabel ausgelegt.

Parameter	Glaskörper	Wasser
Wärmeleitfähigkeit[W/mK]	0,603 [98]	0,597 [62]
Wärmekapazität[J/kgK]	4178 [98]	4184 [62]
Dichte[kg/m ³]	1000 [98]	998,2 [62]

Tab. 7.3.: Vergleich der thermischen Eigenschaften von Glaskörper und Wasser

7.3.1. Vorgehen

Da eine Infrarotmessung unter Wasser unmöglich ist⁵, wurde ein lokaler Sensor in das Gewebe eingeführt und dann in einem Halter fixiert (Abbildung 7.13). Die Vorbereitung des Gewebes entspricht dem Vorgehen in Kapitel 7.2.1, zusätzlich wird jedoch noch ein faseroptischer Tem-



Abb. 7.13.: Positionierung des faseroptischen Temperatursensors im Gewebe für Messungen unter Wasser

⁵ Die Eindringtiefe von Infrarotstrahlung in Wasser beträgt weniger als 100 μm .

7. Modellvalidierung

peratursensor zwischen Aderhaut und Sklera platziert. Die Messmethode mittels einer GaAs-Messspitze (Grundlagen dazu siehe Kapitel 2.4.2) wurde gewählt, da durch die Verwendung einer Glasfaser zum Herausführen des Signals eine sehr geringe thermische Kopplung existiert und somit der Einfluss der Messmethode auf die Messung selbst minimal ist.

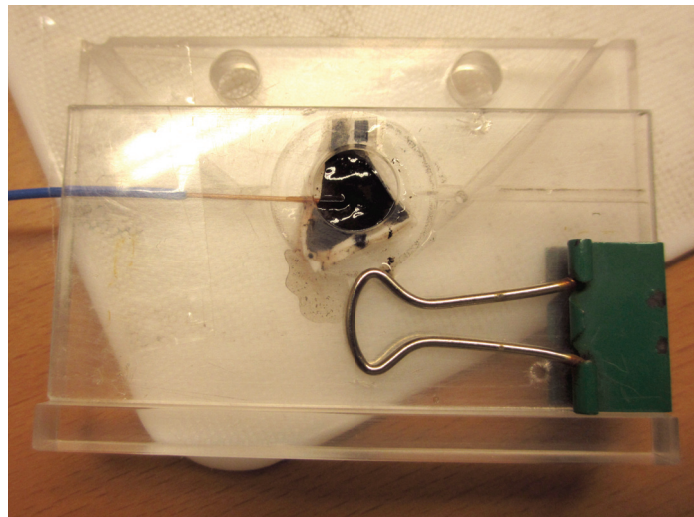


Abb. 7.14.: Positionierung des faseroptischen Temperatursensors im Gewebehalter für Messungen unter Wasser

7.3.2. Aufbau

Der Aufbau besteht aus zwei Strahlengängen, wie in Abbildung 7.15 schematisch dargestellt: einerseits fällt der Laser durch einen Beamsplitter und ein antireflexbeschichtetes Eintrittsfenster hindurch und trifft auf das Gewebe. Andererseits wird das vom Gewebe zurückgestreute Licht über den Beamsplitter und eine 20 mm-Linse auf eine Kamera abgebildet, siehe auch Abbildung 7.16. Diese Kamera dient vor allem der Überwachung der Spotposition während der Messungen. Somit kann die Lage des Laserspots auf dem Gewebe und in Relation zur GaAs-Spitze in Echtzeit überprüft werden, wie Abbildung 7.17 (a) zeigt. Um vom Gewebe gestreutes Licht besser sichtbar zu machen, unterdrückt ein Polfilter das von optischen Oberflächen reflektierte Licht. Für eine gute Abbildung ist zudem eine Beleuchtung des Gewebes von hinten notwendig, da der vordere Teil des Gewebes das stark absorbierende RPE ist; gleichzeitig lässt dieser Durchlichtansatz die Position des Sensors erkennbar werden. Dies erfolgt anhand einer LED, deren Positionie-

7.3. Validierung gegen Messungen unter Wasser

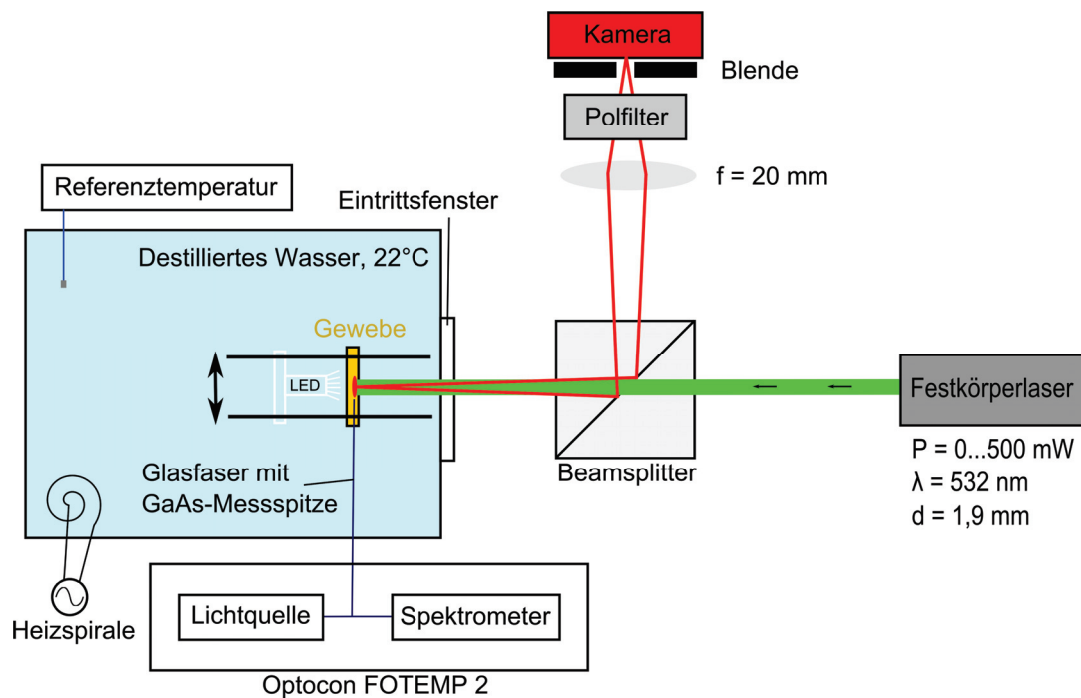


Abb. 7.15.: Aufbau für Messungen der Gewebetemperatur unter Wasser (Schema): Die Bestrahlung des Gewebes in einer Wasserumgebung erfolgt durch einen Beamsplitter und ein optisches Eintrittsfenster. Eine 20 mm-Linse bildet den bestrahlten Bereich durch eine Blende auf die Kamera ab, ein Polfilter und eine LED hinter dem Gewebe verbessern die Abbildungsqualität.

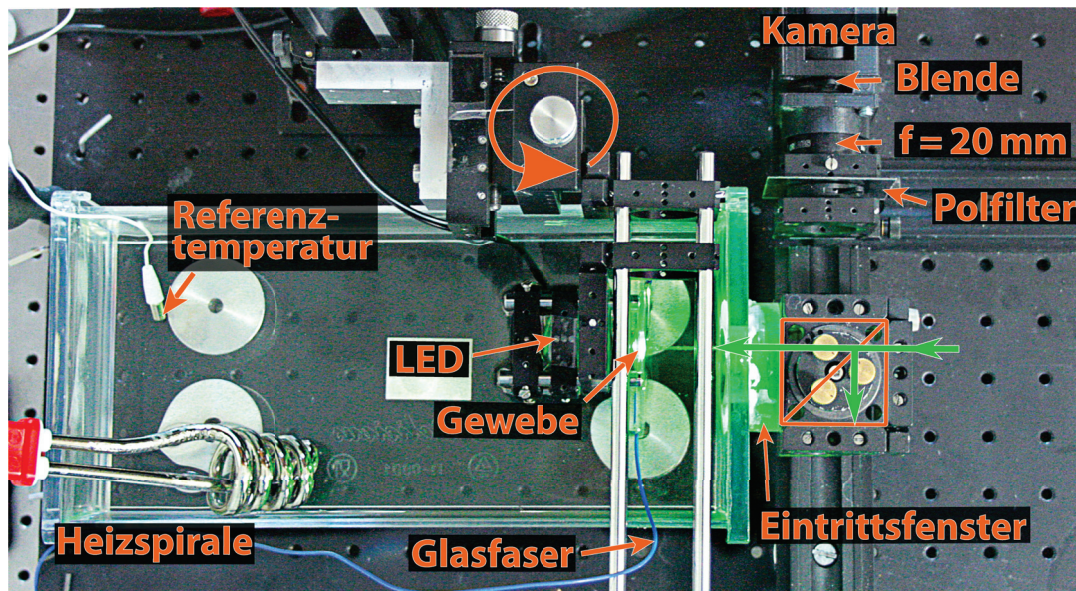


Abb. 7.16.: Messaufbau aus Abbildung 7.15 in Betrieb

7. Modellvalidierung

rung in Abbildung 7.17 (b) gezeigt ist. Für die Messungen wird zuerst die Position, in welcher der Laserspot die Messspitze genau mittig überlagert, als Startpunkt eingestellt. Ausgehend von dieser Position wird das Gewebe nun seitlich aus dem Laserspot herausbewegt, die Messspitze bewegt sich dabei mit. Dies hat zur Folge, dass das Temperaturverhalten für unterschiedliche Distanzen zum Spotzentrum gemessen werden kann. Später werden die Messungen für verschiedene Abstände dann mit entsprechenden Simulationen verglichen. Abbildung 7.16 zeigt die Schraube, welche das Gewebe entsprechend des schwarzen Pfeils in Abbildung 7.15 verschiebt. In der Orientierung der Abbildung bewegt sich der Gewebehalter in der vertikalen Achse, während die Position des Lasers, Beamsplitters und des Abbildungsteils unbewegt bleiben. Das Gewebe ist in einem Wasserbecken versenkt, welches durch eine Heizspirale konstant auf 22 °C gehalten wird. Der Referenzfühler kontrolliert diesen Wert und dient gleichzeitig als Vergleichspunkt des Sensorwertes im Gewebe, bevor die Strahlung appliziert wird.

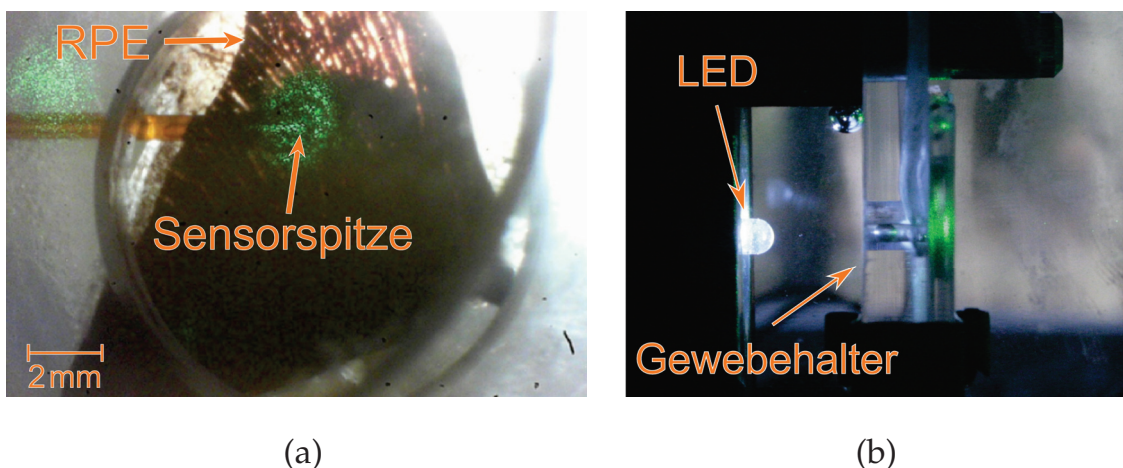


Abb. 7.17.: (a) Kamerabild des bestrahlten Gewebes: Es ist zu erkennen, wie der Sensor von links in das Gewebe eintritt. (b) Position der LED hinter dem Gewebe

7.3.3. Ergebnisse

Die folgenden Abbildungen stellen die Messungen unter Wasser den berechneten Temperaturverteilungen an der Grenzfläche Aderhaut-Sklera gegenüber. Es werden Leistungen von 50 mW, 100 mW und 200 mW verwendet, um sicherzustellen, dass die Übereinstimmung zwischen Messungen und Simulationen unabhängig von der Leistung ist. Für jede

7.3. Validierung gegen Messungen unter Wasser

Leistung werden jeweils die Temperaturverläufe für 0 mm, 1 mm und 2 mm Distanz des faseroptischen Temperatursensors zum Zentrum des Laserspots verglichen. Der Betrachtungszeitraum entspricht dabei mit 60 s dem zeitlichen Bereich des thermischen Schadens (vgl. Kapitel 3.2.1). Wie jeweils in den Abbildungen (b) zu sehen, werden zudem die Endtemperaturen nach 60 s in Abhängigkeit der Distanz von Messungen und Simulationen verglichen. Dies zeigt, dass auch das räumliche Verhalten der berechneten Temperaturen denen der Messung entspricht.

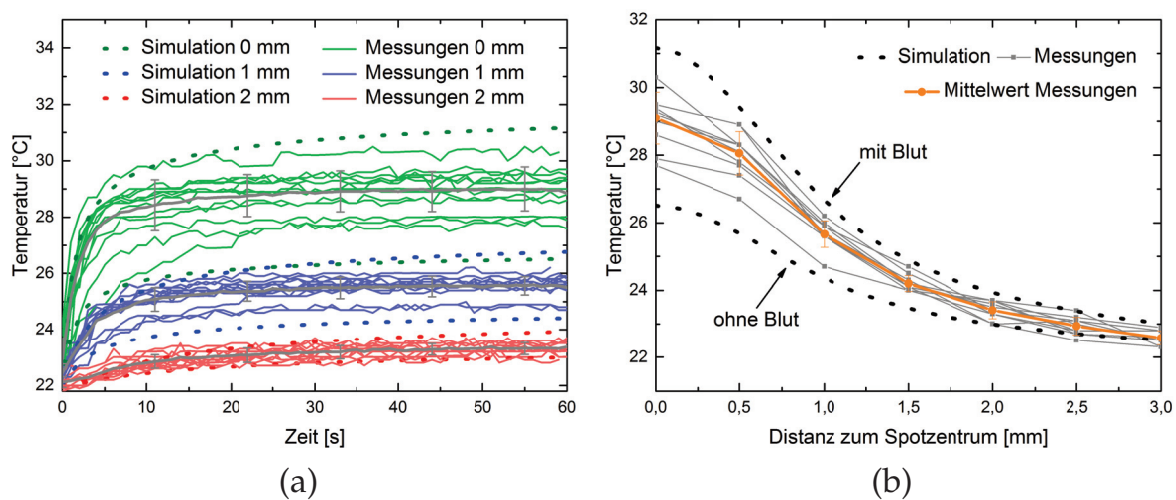


Abb. 7.18.: Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 50 mW und $n = 14$ Messungen, die Mittelwerte der Messungen sind in grau bzw. orange dargestellt, die Standardabweichung durch die Fehlerbalken. Die obere bzw. untere gestrichelte Kurve einer Farbe entspricht der Simulation mit bzw. ohne Blut.

Die obere und untere Grenze des berechneten Temperaturbereichs entsprechen dabei, wie schon bei den Berechnungen an Luft, einer vollständigen Absorption in Blut und einer Absorption, die sich für die Abwesenheit von Blut (d.h. Anwesenheit von Wasser) ergibt. Betrachtet man die Abbildungen 7.18 bis 7.20, kann man von einer guten Übereinstimmung hinsichtlich des Temperaturbereichs sprechen und davon, dass das Modell für den thermischen Schadensbereich prinzipiell valide ist. Zu beobachten ist aber auch, dass die gemessenen Kurven im Vergleich zu den berechneten Kurven nach einigen Sekunden eine zunehmende Sättigung zeigen. Diese Sättigung setzt mit steigender Leistung früher ein. Dieser Unterschied könnte der Tatsache Rechnung tragen, dass das

7. Modellvalidierung

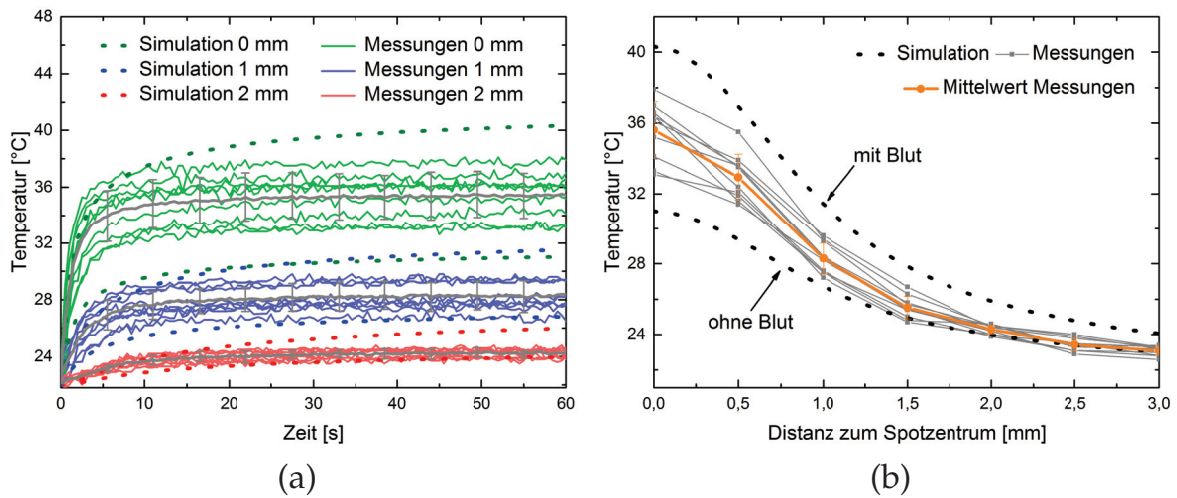


Abb. 7.19.: Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 100 mW und $n = 10$ Messungen, die Mittelwerte der Messungen sind in grau bzw. orange dargestellt, die Standardabweichung durch die Fehlerbalken. Die obere bzw. untere gestrichelte Kurve einer Farbe entspricht der Simulation mit bzw. ohne Blut.

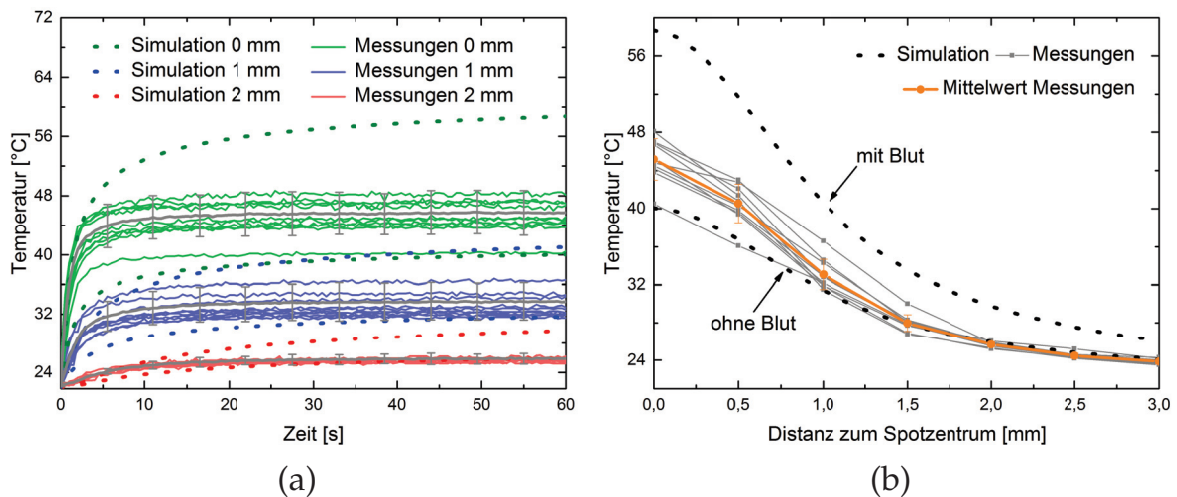


Abb. 7.20.: Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 200 mW und $n = 10$ Messungen, die Mittelwerte der Messungen sind in grau bzw. orange dargestellt, die Standardabweichung durch die Fehlerbalken. Die obere bzw. untere gestrichelte Kurve einer Farbe entspricht der Simulation mit bzw. ohne Blut.

7.3. Validierung gegen Messungen unter Wasser

Gewebe im Messaufbau komplett von Wasser umgeben ist und dieses aufsaugt, sodass das Gewebe mehr Flüssigkeit enthält als im Modell. Im Modell besteht zudem nicht die Möglichkeit einer Wasserströmung in das Gewebe hinein oder aus dem Gewebe heraus; das Wasser ist ein unbewegter Bereich. Kleine Strömungen die sich aus den Temperaturgradienten ergeben können, sind daher im Modell nicht berücksichtigt und könnten ein weiterer Grund für die abweichende Kurvenform sein.

7.3.4. Einfluss des Messsystems auf die Messung

Um den Einfluss der Messmethode auf die Ergebnisse zu untersuchen, wurden Simulationen durchgeführt, welche den Sensor mit berücksichtigen. Dabei wurde eine zylindrische Messspitze der Länge 0,5 mm und des Durchmessers 0,5 mm angenommen, welche auf einer PMMA⁶-Glasfaser des Durchmessers 0,4 mm sitzt.

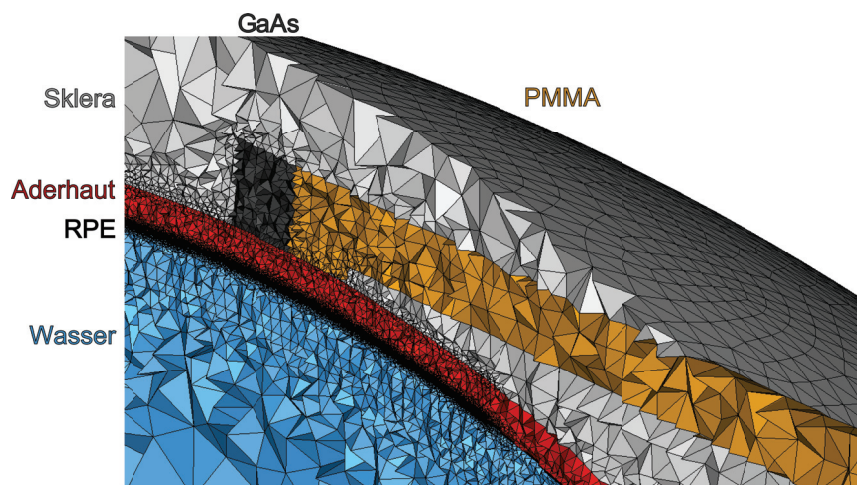


Abb. 7.21.: Augenmodell inklusive des faseroptischen Sensors - Querschnitt

Zudem wurde eine PMMA-Schutzschicht mit einer Dicke von 100 μm um die GaAs-Messspitze herum angenommen. Die Parameter mussten geschätzt werden, da der Hersteller die genauen Parameter geheim hält. Diese Messspitze wurde in das Modell zwischen Aderhaut und Sklera integriert, siehe Abbildung 7.21. Die entsprechenden Simulationen zeigen Abweichungen der Temperatur nach unten, wie in der Abbildung 7.22 exemplarisch für eine Leistung von 200 mW gezeigt wird. Dabei ist die Abweichung bei einer Distanz des Lasers zur Messspitze von 1 mm

⁶ Poly(methyl 2-methylpropenoate)

7. Modellvalidierung

(rechts) geringer als bei 0 mm (links). Für größere Abstände und niedrigere Leistungen ergeben sich zunehmend geringere Abweichungen. Betrachtet man den gezeigten Fall also als Worst case, bleibt der Einfluss des Messsystems auf die Messergebnisse in einem akzeptablen Bereich.

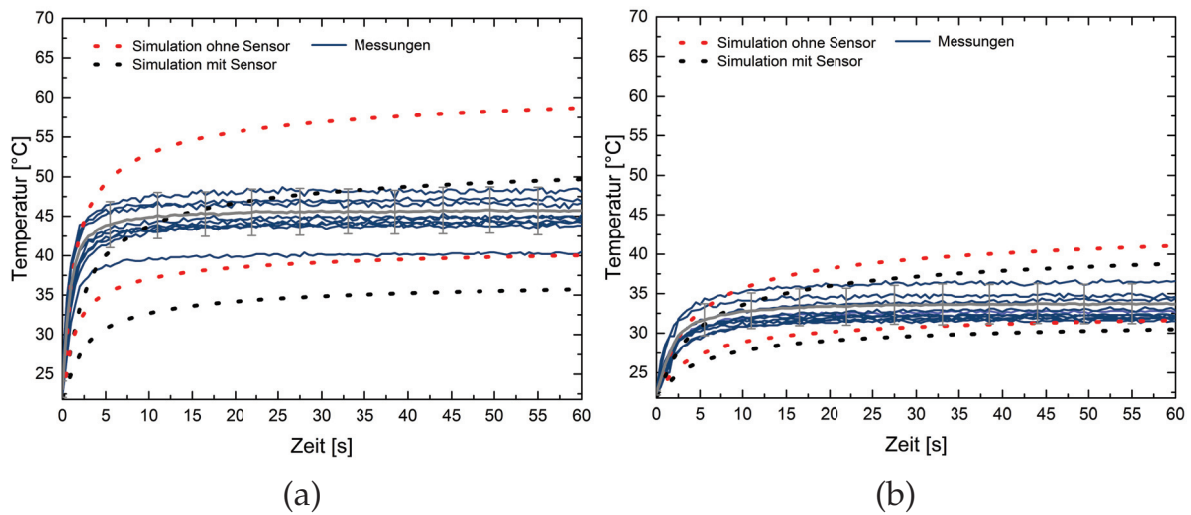


Abb. 7.22.: Gegenüberstellung der Simulationen mit und ohne faseroptischen Sensor bei 200 mW und Distanzen von 0 mm (a) und 1 mm (b) zwischen Sensor und Laserspot. Die Mittelwerte der Messungen sind in grau dargestellt und die obere bzw. untere gestrichelte Kurve einer Farbe entspricht der Simulation mit bzw. ohne Blut.

8. Evaluierung scannender Lasersysteme

Nachdem in den vorherigen beiden Kapiteln der Aufbau der Toolchain beschrieben und die Gültigkeit dieser demonstriert wurde, wird in diesem Kapitel die Anwendung gezeigt. Zuerst wird die Abhängigkeit des Netzhautscannens vom Akkommodationszustand demonstriert und die daraus folgenden Implikationen für Temperaturentwicklung und Schadensschwellen; dies geschieht mit einer Pulsdauer von $10\ \mu\text{s}$. Danach werden die Temperaturen und Schäden, die sich für einen typischen Flying-Spot-Projektor ergeben, mit einem abbildenden Laserprojektor verglichen, was wiederum einen Vergleich von flächiger Beleuchtung mit scannender bedeutet.

8.1. Netzhautscanning

Die Abbildung 8.1 zeigt die Bestrahlung der Netzhaut durch einen über einen Mikrospiegel abgelenkten Laser in Abhängigkeit des Akkommodationszustandes. Wandert die Brennebene des Auges in Richtung Mikrospiegel (erhöht sich also die Akkommodation A), reduziert sich das Scanning auf der Netzhaut. Es ergibt sich zunehmend die in Kapitel 6.1 diskutierte Quasi-Punktquelle, gleichzeitig wächst auch der Durchmesser der nun überlappenden Spots an. Jede Zeile zeigt den zeitlichen Verlauf der Bestrahlung für eine gegebene Akkommodation. Um die Funktionalität klarer darzustellen, wurden die Spiegelpositionen so gewählt, dass das Scanmuster Lücken aufweist und damit die einzelnen Spots leicht zu unterscheiden sind.

Aus den Temperaturwerten kann nun der Arrheniuswert bestimmt werden, um eine Aussage über den Schaden treffen zu können. Abbildung 8.2 zeigt dies beispielhaft für den Fall $A = 8\ \text{dpt}$. Abbildung 8.3 zeigt, welche Schadenszeitpunkte¹ sich für die unterschiedlichen Spotkonstellationen ergeben. Es ist zu sehen, wie sich der Temperaturverlauf mit steigendem Überlapp immer mehr von einer Einzelpulscharakteristik

¹ Arrheniuswert ≥ 1

8. Evaluierung scannender Lasersysteme

hin zu einer Flächencharakteristik entwickelt, wie es auch in Abbildung 8.1 zu beobachten ist. Es wurde jeweils die Mitte des bestrahlten Bereichs als Beobachtungspunkt verwendet.

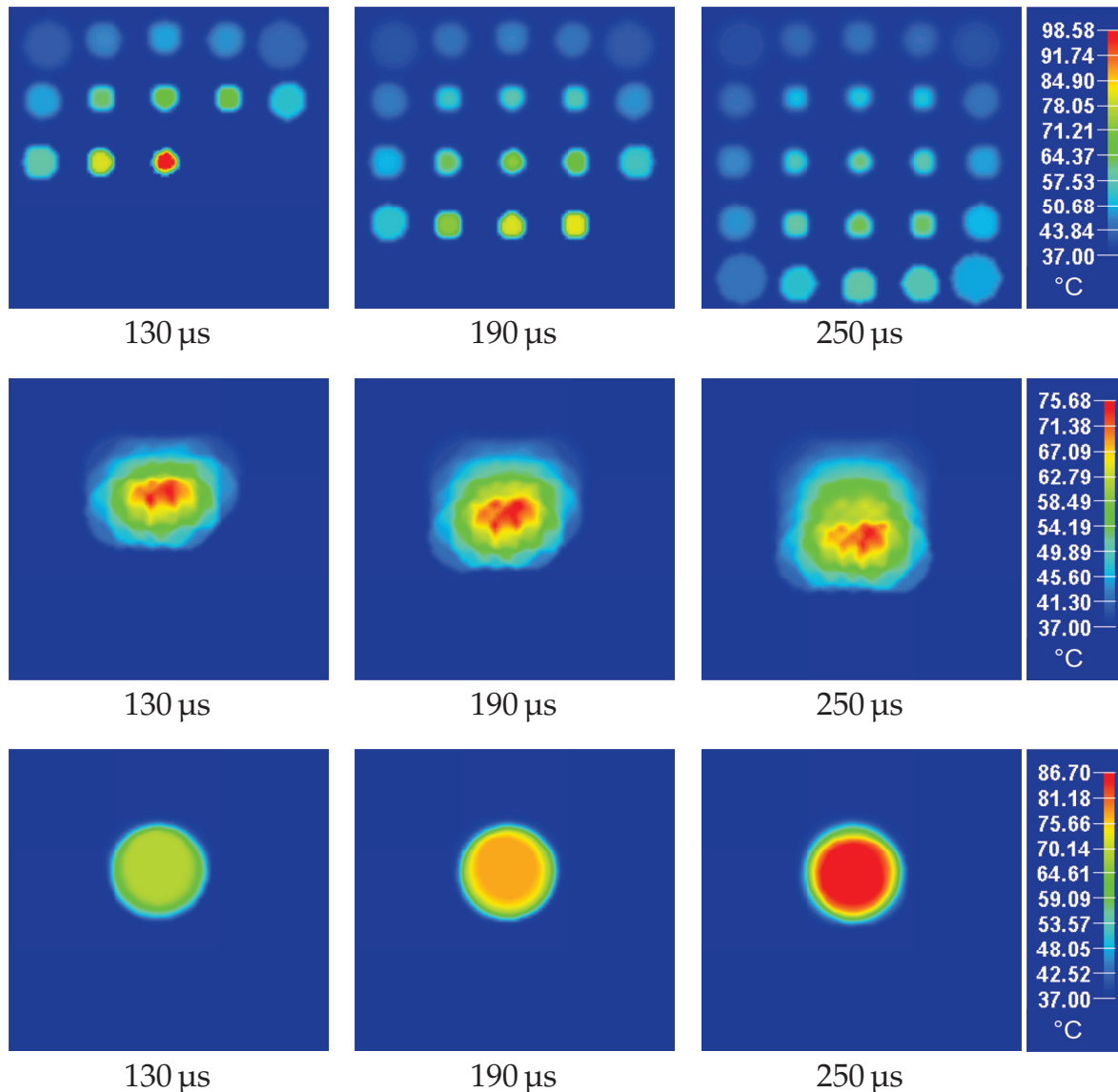


Abb. 8.1.: Zeitliche Entwicklung der Temperatur für Akkommodationen von $A = 2$ dpt (Oben), $A = 8$ dpt (Mitte) und $A = 12$ dpt (Unten): Mit zunehmender Akkommodation nimmt das Scanning auf der Netzhaut ab und die Flächencharakteristik zu. Die Größe des Bildausschnittes beträgt $0,5 * 0,5$ mm.

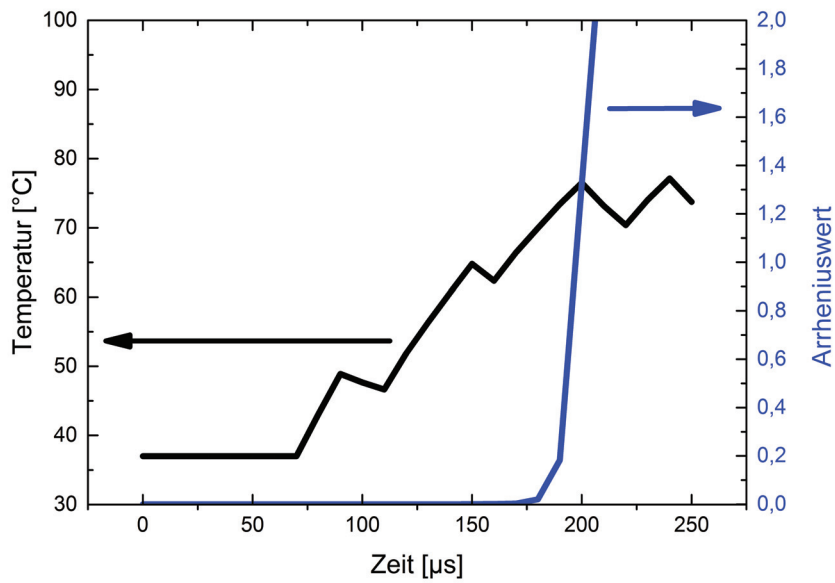


Abb. 8.2.: Zeitlicher Verlauf des Arrheniuswertes im Vergleich zur zugehörigen Temperaturentwicklung ($A = 8 \text{ dpt}$)

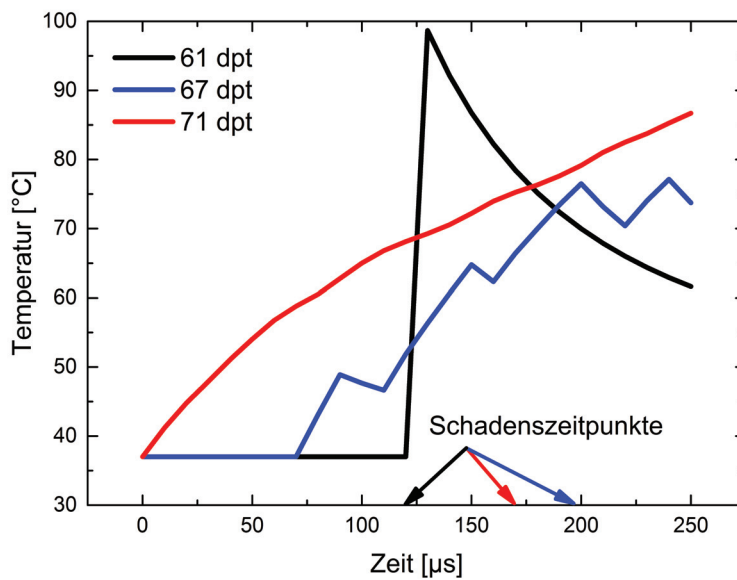


Abb. 8.3.: Vergleich der Temperaturverläufe der verschiedenen Akkommodationszustände, die Pfeile markieren den Zeitpunkt, zu dem der Arrheniuswert=1 ist.

8. Evaluierung scannender Lasersysteme

8.2. Vergleich DLP und FSP

Für den FSP wird zuerst der Fall der höchsten Augengefährdung in Abhängigkeit der Akkommodationen bestimmt. Dies ist der Fall einer Akkommodation des Auges auf den Spiegel und der daraus folgenden Quasi-Punktquelle. Für den DLP-Projektor wird ebenfalls durch eine Änderung der Akkommodation der gefährlichste Fall gefunden, welcher sich für die minimale Spotgröße ergibt. Die Projektoreigenschaften sind in Tabelle 8.1 dargestellt, es wurden typische Austrittswinkel eines FSPs für beide Geräte verwendet, um Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Der FSP scannt einen Winkelbereich von $30^\circ \times 17,14^\circ$ mit einem Laser des Durchmessers 0,6 mm ab, während der DLP diesen Bereich flächig beleuchtet. Der Worst case ergab sich für beide Fälle bei einer Akkommodation von 11 dpt.

Da Projektoren im sichtbaren Bereich des Lichts arbeiten, wird hier ein Betrachtungszeitraum von 250 ms angenommen, entsprechend des Lid-schlagreflexes und dem auch im Laserschutzstandard [49] daraus abgeleiteten Betrachtungszeitraum. Zudem wird angenommen, dass lediglich grünes Licht (532 nm) abgestrahlt wird, stellvertretend für den sichtbaren Bereich. Die Abbildungen 8.4 und 8.5 zeigen die resultierenden Temperatur- und Schadensverläufe. Die Temperaturanstiege und -abfälle des FSP ergeben sich dabei aus den Zeiten, in welchen die Laserstrahlung in das Auge fällt und solchen, während dessen der Laser über Bereiche außerhalb des Auges scannt. Die Berechnung der schädigenden

Projektortyp	DLP	FSP
horiz. Winkel	30°	30°
vert. Winkel	$17,4^\circ$	$17,14^\circ$
Auflösung	homogenisiert	1108 px · 623 px
Scanfrequenzen	-	horizontal = 22 kHz vertikal = 60 Hz
berechnete Schädigungsleistung	246 mW	530 mW

Tab. 8.1.: Parameter des DLP-Projektors sowie des FSPs inklusive der errechneten Schadensschwelle

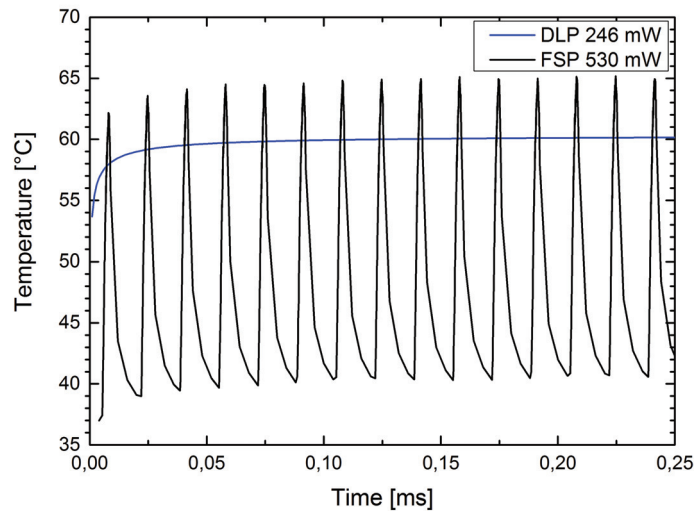


Abb. 8.4.: Vergleich der Temperaturverläufe des DLPs und FSPs: Die Leistungen wurden gewählt, um nach 250 ms einen Arrheniuswert=1 zu erhalten, vgl. Abbildung 8.5. Das Pulsverhalten der FSP-Temperatur entspricht dem Eintreten des Lasers in das Auge und dem anschließenden Verlassen

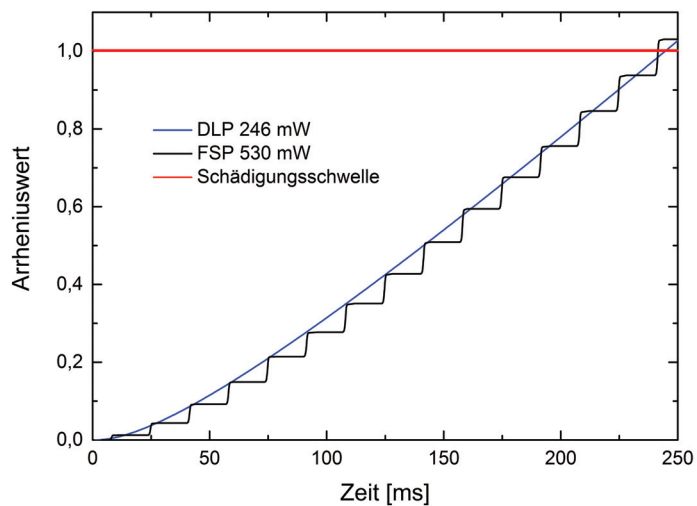


Abb. 8.5.: Vergleich der Entwicklung der Arrheniuswerte des DLPs und FSPs: Die Leistungen wurden gewählt, um nach 250 ms einen Arrheniuswert=1 zu erhalten. Das Treppenverhalten der FSP-Werte entspricht dem Eintreten des Lasers in das Auge und dem anschließenden Verlassen

8. Evaluierung scannender Lasersysteme

Austrittsleistung des Lasers erfolgte durch eine Variation der Leistung, bis sich nach 250 ms ein Arrheniuswert von 1 (rot eingefärbt) ergab. Die stark unterschiedlichen Schadensschwellen erklären sich dadurch, dass die minimale Spotgröße des FSPs $50,3\ \mu\text{m}$ beträgt, während sie für den DLP aufgrund des divergenten Strahlenausgangs mit $12,2\ \mu\text{m}$ deutlich kleiner ist und somit die Flächenleistungsdichte ansteigt.

Die Ergebnisse des FPSs sind nur für den Fall gültig, dass trotz sehr kurzer Pulse nur thermischer Schaden wirkt. Da man sich hier im ns-Bereich befindet und damit potentiell im Bereich der Photoablation, muss dies in Zukunft näher untersucht werden. Durch die schnelle Pulswiederholung und niedrige Energie spielt der thermische Schaden sicherlich noch eine Rolle. Ob andere Effekte hinzukommen, bleibt zu klären, gegebenenfalls muss das Modell entsprechend erweitert werden. Für den DLP sowie alle scannenden Geräte, die den μs -Bereich nicht unterschreiten, kann die vorgestellte Toolchain valide Untersuchungen anstellen.

9. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine Toolchain aufgebaut und validiert, anhand derer man die Gewebetemperaturen und Schadenswahrscheinlichkeiten im Auge, insbesondere der Retina, unter Laserbestrahlung berechnen kann. Das hierzu aufgebaute Finite-Volumen-Modell des menschlichen Auges ist physiologisch detailliert wie keines bisher und enthält als erstes den Blutfluss als tatsächliche Strömung. Es ist das erste Modell, welches hinsichtlich seiner Temperaturberechnung validiert ist. Abbildung 9.1 zeigt die Validierungspunkte im Überblick. Von links nach rechts sind die Vergleichspunkte mit Literaturwerten für 1 ms, 10 ms, 100 ms und 200 ms dargestellt. Rechts ist der Bereich von 0,5 s¹ bis 60 s aufgetragen, der sich aus dem Vergleich mit den eigenen Messungen ergibt.

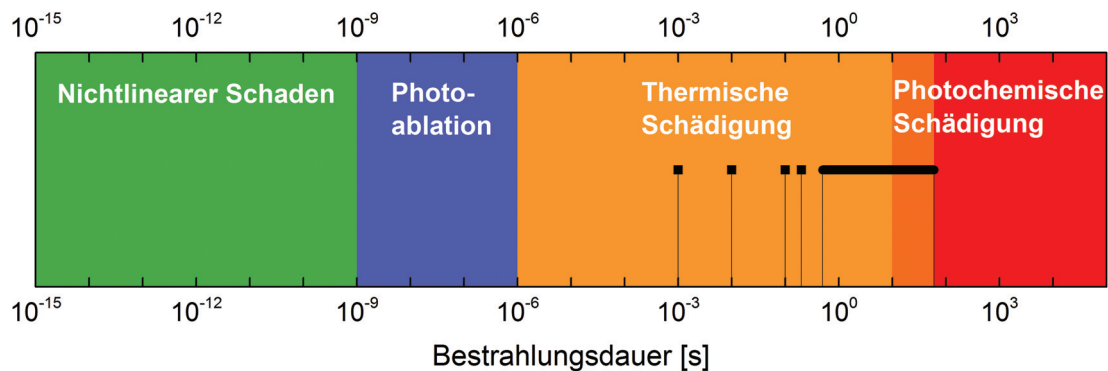


Abb. 9.1.: Validierungsbereiche innerhalb dieser Arbeit: 1 ms, 10 ms, 100 ms und 200 ms entsprechen den Vergleichen mit Literaturwerten, der Bereich von 0,5 s bis 60 s entspricht den eigenen Messungen.

Zudem wurden zum ersten Mal die berechneten Temperaturen zur Bestimmung der Gewebeschädigung verwendet. Auch in dieser Hinsicht wurde das Modell für 1 ms, 10 ms und 100 ms validiert. Schließlich ist

1 Der kleinste Wert von 0,5 s entspricht der zeitlichen Auflösung des Sensors

9. Zusammenfassung

auch die Kombination eines thermischen Augenmodells mit einer Ray-tracing-Implementierung des menschlichen Auges sowie einer Laserquelle neu. Diese Laserquelle kann zeitabhängig variabel modelliert werden, wodurch beispielsweise scannende Laser berücksichtigt werden können.

Das Modell bietet somit die Möglichkeit, bereits während des Entwicklungsprozesses eines Lasersystems den Einfluss der Designparameter auf die Schadenswahrscheinlichkeit zu untersuchen. Die Verwendung der Software Zemax, welche ein Industriestandard im Bereich des Optikdesigns ist, vereinfacht dabei den Schritt vom Entwurf zur Gefährdungsuntersuchung.

10. Ausblick

Die vorgestellten Ergebnisse des FPSs sind wie diskutiert nur für den Fall gültig, dass trotz sehr kurzer Pulse ausschließlich thermischer Schaden wirkt. Da man sich hier im ns-Bereich befindet und damit potentiell auch im Bereich der Photoablation, wären Temperatur- und Schadensmessungen in diesem Pulsbereich sinnvoll, um weitere Vergleichspunkte für das Modell zu erhalten und es gegebenenfalls anzupassen.

Vor diesem Hintergrund sollte auch die Integration thermomechanischer Schäden in das Modell in Angriff genommen werden, um Pulse kürzer als $1 \mu\text{s}$ untersuchen zu können. Dies könnte beispielsweise mit einem Kriterium ähnlich des Arrhenius-Wertes geschehen, welches auf Untersuchungen zwischen erzeugtem Druck und entstandenem Schaden aufbaut. Die Arbeit von Ohl et al. [78], welche die Entwicklung laserinduzierter Druckblasen untersucht hat, könnte dafür ein Startpunkt sein. Ebenso wäre die Integration des thermochemischen Schadensregimes in das Modell erstrebenswert. Das finale Ziel der Toolchain ist die Möglichkeit, jede Art von Laserstrahlung als Quelle verwenden zu können.

Neben der Verwendung des Modells zur Entwurfsunterstützung wäre es auch vorstellbar, die entstehenden Temperaturen und Schäden im Bereich der Augenoperationen zu berechnen und damit diese Prozesse zu optimieren, d.h. die ideale Energiedosis zu finden. Dies betrifft sowohl Operationen der Kornea als auch Photokoagulationen.

A. User defined functions

Hier sind exemplarisch die im Rahmen der Arbeit verwendeten *user defined functions* gezeigt.

Manuelle Spoteingabe

Manuelle Eingabe eines unbewegten Spots mit spezifischer Leistung und Durchmesser, wie beispielsweise für Abbildung 7.6 rechts verwendet:

Listing A.1: UDF zur manuellen Leistungs- und Spotdefinition

```
1
2 #include "udf.h"
3
4 DEFINE_SOURCE(mw40mirkom300, c, t, ds, eqn)
5 //DEFINE_SOURCE is looping over all cells in a thread by default
6 {
7 //int currentTimeStep;
8
9 real radius;
10 real power;
11 //power of the laser (in watt)
12 real transmission;
13 real absorbrPE;
14 real a;
15 real powerLocal;
16
17 real distance;
18 //distance between calculated position and center of a cell
19 real x[ND_ND];
20 //this will hold the position vector
21 real source;
22
23 //currentTimeStep = N_TIME;
24 //N_TIME is a Macro, returning the current timestep
25
26 //-----
27
28 power = 0.2;
29 radius = 0.00015;
30
31 transmission = 0.2;
32 absorbrPE = 0.51;
33 a = 27000;
34
35 //-----
36
37 C_CENTROID(x, c, t);
38 //sets x-vector (3D) to the position of the current cell
39
40 distance = x[0]*x[0] + x[2]*x[2];
41
42 powerLocal = power*transmission/radius/radius/3.14159*exp(-distance/radius/radius);
43
44
45 if (x[1] > -0.00001 && x[1] < -0.000005) {
46     source = powerLocal*absorbrPE/0.000005;
47 }
```

A. User defined functions

```
48 }
49 else {
50     if (x[1] > 0) {
51         source = a*powerLocal*(1-absorbRPE)*exp(-a*x[1]);
52     }
53     else {
54         source = 0;
55     }
56 }
57 return source;
58 //this value will be the source term
59 //(fluent calculates it for each cell in the cell zone by using a loop over all cells)
60 }
61 }
62 }
63 }
64 }
```

Import der Werte aus Zemax

Beispielhafte UDF für die Energiedeponierung in RPE und Aderhaut, inklusive der Positionen, welche sich aus Zemax ergeben, sowie der Berechnung des Absorptionsverhaltens innerhalb der Aderhaut:

Listing A.2: UDF zum Verarbeiten der Spotpositionen und -größen

```
1
2 #include "udf.h"
3
4 //-----
5 // COPY AND PASTE LOOK UP TABLE:
6
7 double yPos[25] = {
8     1.984322e-04, 2.078429e-04, 2.106063e-04, 2.078429e-04, 1.984322e-04...
9 };
10 double zPos[25] = {
11     -1.984020e-04, -1.039096e-04, 0.000000e+00, 1.039096e-04, 1.984020e-04...
12 };
13 double tolerance[25] = {
14     4.259369e-05, 3.207955e-05, 2.983694e-05, 3.207955e-05, 4.259369e-05...
15 };
16
17 //-----
18
19 double power;
20 // power of the beam
21 double absorbRPE;
22 // percentage of power absorbed in the RPE. rest of the power heats choroid (-BeerLambert law)
23 double a;
24 // transmission coefficient, needed for -BeerLambert law
25 double ChoroidRadius;
26 // radius of wall between choroid and retina
27
28 double distance;
29 // distance between the current cell and the center of the beam
30
31 double ChoroidRadiusXPos;
32 double powerLocal;
33
34 double vol;
35 // volume of all cells with a distance to the center of the beam smaller than the tolerance
36
37 double source;
38 // sourceterm of the current cell (power/volume)
39
40 double x[ND_ND];
41 // position of the current cell
42
```

```

43 int cts;
44 // current time step in fluent - 1
45
46 char dummy [2];
47 // no function, used to run through file
48
49 //-----
50
51 DEFINE_SOURCE(lookup,c,t,ds,eqn)
52 // loops over all cells in thread (cell zone) and returns the source term of the cell
53 {
54     cts = N_TIME;
55     // N_TIME is a Macro, returning the current timestep
56     cts = cts - 1;
57
58     //-----
59     // TYPE IN LASER BEAM PROPERTIES AND TISSUE PROPERTIES:
60
61     power = 1*0.3;
62     // power of the laser beam (watt)
63
64     absorbrPE = 0.51;
65     // percentage of the power absorbed in the RPE (between 0-1)
66
67     a = 27000;
68     // transmission coefficient (m^-1)
69
70     //-----
71     // TYPE IN MODEL PROPERTY (radius of wall between retina/rpe/bruchmembran and blood/choroid):
72
73     ChoroidRadius = 0.0118;
74     // radius of the spherical wall between Bruch's Membran and Choroid
75
76     //-----
77
78     source = 0;
79
80     C_CENTROID(x, c, t);
81     // writes the position of the current cell in x[]
82
83     distance = sqrt((x[2]-zPos[ cts ])*(x[2]-zPos[ cts ]) + (x[1]-yPos[ cts ])*(x[1]-yPos[ cts ]));
84     //calculating the distance^2 of the current cell to the center of the beam
85
86     if (distance < tolerance[ cts ] && (sqrt(x[0]*x[0]+x[1]*x[1]+x[2]*x[2]) < ChoroidRadius)) {
87         //if(1) the distance is within the radius/tolerance, calculating the source term
88
89         vol = 0;
90
91         begin_c_loop(c, t) {
92             // looping over all cells in this thread (cell zone)
93
94             C_CENTROID(x, c, t);
95             // writes the position of the current cell in x[]
96
97             distance = sqrt((x[2]-zPos[ cts ])*(x[2]-zPos[ cts ]) + (x[1]-yPos[ cts ])*(x[1]-yPos[ cts ]));
98             // calculating the distance^2 of the current cell to the center of the beam
99
100            if (distance < tolerance[ cts ]) {
101                // if(2) the distance of the current cell is within the radius/tolerance...
102
103                vol = vol + C_VOLUME(c,t);
104                // ...add volume of the current cell to the volume of cells within the distance
105            }
106        }
107        end_c_loop(c, t)
108
109        source = absorbrPE*power/vol;
110    // source term
111    }
112    else if (distance < tolerance[ cts ] && (sqrt(x[0]*x[0]+x[1]*x[1]+x[2]*x[2]) > ChoroidRadius)) {
113
114        ChoroidRadiusXPos = sqrt(ChoroidRadius*ChoroidRadius-yPos[ cts ]*yPos[ cts ]-zPos[ cts ]*zPos[ cts ]);
115
116        powerLocal = power/(tolerance[ cts ]*tolerance[ cts ]*3.1416);
117
118        source = a*powerLocal*(1-absorbrPE)*exp(-a*(x[0]-ChoroidRadiusXPos));

```

A. User defined functions

```
119 }
120 }
121 return source;
122 // return source term of current cell to fluent
123
124 }
```

Skalieren des Blutflussvektorfelds

Funktion zur Skalierung des Vektorfeldes entsprechend der Beschreibung in Kapitel 6.2.4:

Listing A.3: UDF zur Skalierung des Vektorfeldes

```
1
2
3 #include "udf.h"
4 // #include <math.h>
5
6 DEFINE_ON_DEMAND(VelocityScale)
7 {
8     real betragIst;
9     real betragSoll;
10    real skalierung;
11
12    real u;
13    real v;
14    real w;
15
16    Domain *d;
17    Thread *t;
18    cell_t c;
19
20    d = Get_Domain(1);
21    // hier fluid-ID eintragen
22
23    t = Lookup_Thread(d,27);
24
25    begin_c_loop(c,t)
26    {
27        u = C_U(c,t);
28        v = C_V(c,t);
29        w = C_W(c,t);
30
31        betragIst = sqrt(u*u +v*v + w*w);
32
33        //-----
34
35        betragSoll = 12345;
36        // hier gewünschten Wert eintragen
37        //-----
38
39        skalierung = betragSoll/betragIst;
40
41        C_U(c,t) = u*skalierung;
42
43        C_V(c,t) = v*skalierung;
44
45        C_W(c,t) = w*skalierung;
46
47    }
48    end_c_loop(c,t)
49 }
```

B. Matlab-Code

Ansteuerung scannender Mikrospiegel

Der folgende Code wurde für die Ansteuerung des Mikrospiegels, wie sie in Kapitel 8.1 Anwendung fand, eingesetzt.

Listing B.1: Ansteuern des Mikrospiegels eines Flying-Spot-Projektors und Auslesen der resultierenden Spots

```
1  clc;
2  clear all;
3  close all;
4  warning off;
5
6  %%Pfade einbinden
7  addpath Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Matlab
8  addpath Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Matlab\
   MZDDE
9  % addpath H:\HIWI\Matlab\Strahlbestimmung
10
11 %Verbindung zu Zemax
12 zDDEInit;
13
14
15
16 %Objektnummer des Spiegels abfragen -> wird benötigt für Funktion zSpiegelDrehen
17 prompt= 'Objektnummer des Spiegels in Zemax-File \n';
18 ObjectNumberMirror = input(prompt);
19
20
21 %Startwinkel in x-Richtung
22 x_start = -1;
23 %Endwinkel in x-Richtung
24 x_end = 1;
25 %
26 x_step = 0.5;
27 %Startwinkel in y-Richtung
28 y_start = -1;
29 %Endwinkel in y-Richtung
30 y_end = 1;
31 %
32 y_step = 0.5;
33
34
35 %Definieren der auszuwertenden Akkommodationszustände
36 Akk=[4 7 9];
37
38
39 %%Zählen der Schleifendurchläufe
40 i=0;
41
42 fileID11 = fopen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
   Ergebnis\xid_image.txt', 'w');
43 fileID12 = fopen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
   Ergebnis\yid_image.txt', 'w');
44 fileID13 = fopen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
   Ergebnis\max_radius_retina.txt', 'w');
45 fileID14 = fopen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
   Ergebnis\order.txt', 'w');
46
47
```

B. Matlab-Code

```
48
49 for a=1:length(Akk)
50     zSetConfig(Akk(a));
51
52     figure
53     axis([-0.5 0.5 -0.5 0.5]);
54
55     for x_value= x_start:x_step:x_end
56         for y_value= y_start:y_step:y_end
57             i=i+1;
58             A=[x_value,y_value]
59             order(i,:)=A
60             x_value
61             y_value
62             %Spiegeldrehung durchführen
63             zSpiegelDrehen(x_value,y_value, ObjectNumberMirror);
64
65             %%Auswahl der Oberfläche für das Spot-Diagramm treffen
66             %%Daten des Plot-Diagramms in txt-File schreiben
67
68             %Retina
69             zGetTextFile('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
70                         Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Retina.txt', 'Spt','Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work
71                         \Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Eigenes_Zemax_Modell\
72                         SPT_Image_Retina.cfg', 1)
73
74             %Rückseite der Linse
75             zGetTextFile('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
76                         Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Lens_Back.txt', 'Spt','Z:\D\Projekte\Picolo\03
77                         _Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Eigenes_Zemax_Modell\
78                         SPT_Lens_Back.cfg', 1)
79
80             %Vorderseite der Linse
81             zGetTextFile('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
82                         Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Lens_Front.txt', 'Spt','Z:\D\Projekte\Picolo\03
83                         _Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Eigenes_Zemax_Modell\
84                         Lens_Front.cfg', 1)
85
86             %Rückseite der Hornhaut
87             zGetTextFile('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
88                         Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Cornea_Back.txt', 'Spt','Z:\D\Projekte\Picolo\03
89                         _Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Eigenes_Zemax_Modell\
90                         CorneaHINTEN.cfg', 1)
91
92             %Vorderseite der Hornhaut
93             zGetTextFile('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
94                         Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Cornea_Front.txt', 'Spt','Z:\D\Projekte\Picolo
95                         \03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
96                         Eigenes_Zemax_Modell\CorneaVORNE.cfg', 1)
97
98
99             %%Daten aus geschriebenen txt-Files auslesen
100            %Retina
101            [Max_Radius_Retina, RMS_Spot_Radius_Retina, RMS_Spot_X_Size_Retina, RMS_Spot_Y_Size_Retina,
102             xid_image_Retina, yid_image_Retina, xid_field_Retina, yid_field_Retina]=
103             zKoordinatenAuslesen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\
104             Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Retina.txt');
105
106            %Rückseite der Linse
107            [Max_Radius_LensBack, RMS_Spot_Radius_LensBack, RMS_Spot_X_Size_LensBack,
108             RMS_Spot_Y_Size_LensBack, xid_image_LensBack, yid_image_LensBack, xid_field_LensBack,
109             yid_field_LensBack]= zKoordinatenAuslesen('Z:\D\Projekte\Picolo\03_Work\Anwendungen\
110             Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Lens_Back.txt');
111
112            %Vorderseite der Linse
113            [Max_Radius_LensFront, RMS_Spot_Radius_LensFront, RMS_Spot_X_Size_LensFront,
114             RMS_Spot_Y_Size_LensFront, xid_image_LensFront, yid_image_LensFront,
115             xid_field_LensFront, yid_field_LensFront]= zKoordinatenAuslesen('Z:\D\Projekte\Picolo
116             \03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\Spot_Lens_Front.txt
117             ');
118
119            %Rückseite der Hornhaut
120            [Max_Radius_CorneaBack, RMS_Spot_Radius_CorneaBack, RMS_Spot_X_Size_CorneaBack,
121             RMS_Spot_Y_Size_CorneaBack, xid_image_CorneaBack, yid_image_CorneaBack,
122             xid_field_CorneaBack, yid_field_CorneaBack]= zKoordinatenAuslesen('Z:\D\Projekte\
123             Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
124             Spot_Cornea_Back.txt');
125
126            %Vorderseite der Hornhaut
127            [Max_Radius_CorneaFront, RMS_Spot_Radius_CorneaFront, RMS_Spot_X_Size_CorneaFront,
128             RMS_Spot_Y_Size_CorneaFront, xid_image_CorneaFront, yid_image_CorneaFront,
129             xid_field_CorneaFront, yid_field_CorneaFront]= zKoordinatenAuslesen('Z:\D\Projekte\
130             Picolo\03_Work\Anwendungen\Zemax_Matlab\Spotgroesse_Retina_multiconf_vis\
```

```

92         Spot_Cornea_Front.txt');
93
94     %%Z-Werte des Spots auf 'Image' in Zemax bestimmen
95     zid_image_Retina = z_WertBerechnen(xid_image_Retina, yid_image_Retina);
96     zid_field_Retina = z_WertBerechnen(xid_field_Retina, yid_field_Retina);
97
98     axis([-0.5 0.5 -0.5 0.5])
99     plotEllipse(Max_Radius_Retina/1e-3,Max_Radius_Retina/1e-3,[xid_image_Retina/1e-3,yid_image_Retina/1e-3])
100
101
102     xid__image(i)=xid_image_Retina;
103     yid__image(i)=yid_image_Retina;
104     xid__field(i)=xid_field_Retina;
105     yid__field(i)=yid_field_Retina;
106     Spot__Size_X(i)=RMS_Spot_X_Size_Retina;
107     Spot__Size_Y(i)=RMS_Spot_Y_Size_Retina;
108     xid__field(i)=xid_field_Retina;
109     yid__field(i)=yid_field_Retina;
110     Max__Radius(i)=Max_Radius_Retina;
111     RMS_Spot_Radius_Retina(i)=RMS_Spot_Radius_Retina;
112
113
114
115
116
117         end
118     end
119     hold off
120 end
121
122
123 fprintf(fileID11, '%e\r\n', xid__image)
124 fprintf(fileID12, '%e\r\n', yid__image)
125 fprintf(fileID13, '%e\r\n', Max__Radius)
126 fprintf(fileID14, '%d \n', order)
127
128
129 xid__image
130 yid__image
131 xid__field
132 yid__field
133 Spot__Size_X
134 Spot__Size_Y
135 xid__field
136 yid__field
137 Max__Radius
138 RMS_Spot_Radius_Retina
139
140
141
142 fclose(fileID11);
143 fclose(fileID12);
144 fclose(fileID13);
145 fclose(fileID14);
146
147
148 %%Beenden der Verbindung zu Zemax
149 zDDEClose;

```

Listing B.2: Funktion zur Drehung des Spiegels

```

1
2 function drehung = zSpiegelDrehenY(gradX, gradY, MirrorNum)
3
4 %Eingabe grad gibt an, um wieviel Grad der Spiegel gegenüber 45 Grad
5 %ausgelenkt werden soll
6
7
8 %DREHUNG UM X-ACHSE
9 zSetSurfaceData(MirrorNum, 54, gradX); %Setzen der Drehung des Spiegels
10 zSetSurfaceData(MirrorNum, 1, 0); % Pickup this Surface Einstellung
11
12

```

B. Matlab-Code

```
13 %DREHUNG UM Y-ACHSE  
14 zSetSurfaceData(MirrorNum, 55, gradY); %Setzen der Drehung des Spiegels  
15 zSetSurfaceData(MirrorNum, 1, 0); % Pickup this Surface Einstellung
```

C. C++

Minimierung der Rechenschritte

Tool, welches alle Spotpositionen außerhalb der Pupille in größeren Zeitschritten zusammenfasst:

Listing C.1: Zusammenfassen des Scanbereichs außerhalb der Pupille [95]

```
1
2 #include <stdio.h>
3 #include <stdlib.h>
4 #include <time.h>
5 //***** CHANGE the length to that of the original arrays *****
6 #define LEN 43212
7
8 int main ()
9 {
10     int i,s,n,j,k,m,f,g,h,l;
11     s = 0;
12     k = 0;
13     m = 0;
14
15     // Create new empty files to write the new arrays in them later:
16     FILE *f5 = fopen("new_timesteps.txt", "w");
17     if (f5 == NULL)
18     {
19         printf("Error opening timesteps file!\n");
20         exit(1);
21     }
22
23     FILE *f1 = fopen("new_radius.txt", "w");
24     if (f1 == NULL)
25     {
26         printf("Error opening radius file!\n");
27         exit(1);
28     }
29
30     FILE *f2 = fopen("new_x.txt", "w");
31     if (f2 == NULL)
32     {
33         printf("Error opening xid file!\n");
34         exit(1);
35     }
36
37     FILE *f3 = fopen("new_y.txt", "w");
38     if (f3 == NULL)
39     {
40         printf("Error opening yid file!\n");
41         exit(1);
42     }
43
44     FILE *f4 = fopen("new_transmission.txt", "w");
45     if (f4 == NULL)
46     {
47         printf("Error opening transmission file!\n");
48         exit(1);
49     }
50
51
52     // Read the original radius and position files and copy their numbers into the corresponding
53     oldxPos, oldyPos and oldradius arrays:
```

C. C++

```
53 // ***** The original files must be named "old_x", "old_y" and "old_radius"
54 // *****
55 FILE* rf_1 = fopen("old_radius.txt","r");
56 if (rf_1 == NULL)
57 {
58     printf("Error opening old_radius file!\n");
59     exit(1);
60 }
61 i=0;
62 double* oldradius;
63 oldradius = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
64 if(oldradius == NULL)
65 {
66     printf("Error allocating memory for oldradius array\n");
67     exit(1);
68 }
69 while(!feof(rf_1))
70 {
71     fscanf(rf_1,"%lf\n",&oldradius[i]);
72     i++;
73 }
74
75 FILE* rf_2 = fopen("old_x.txt","r");
76 if (rf_2 == NULL)
77 {
78     printf("Error opening old_x file!\n");
79     exit(1);
80 }
81 i=0;
82 double* oldxPos;
83 oldxPos = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
84 if(oldxPos == NULL)
85 {
86     printf("Error allocating memory for oldxPos array\n");
87     exit(1);
88 }
89 while(!feof(rf_2))
90 {
91     fscanf(rf_2,"%lf\n",&oldxPos[i]);
92     i++;
93 }
94
95 FILE* rf_3 = fopen("old_y.txt","r");
96 if (rf_3 == NULL)
97 {
98     printf("Error opening old_y file!\n");
99     exit(1);
100 }
101 i=0;
102 double* oldyPos;
103 oldyPos = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
104 if(oldyPos == NULL)
105 {
106     printf("Error allocating memory for oldyPos array\n");
107     exit(1);
108 }
109 while(!feof(rf_3))
110 {
111     fscanf(rf_3,"%lf\n",&oldyPos[i]);
112     i++;
113 }
114
115 FILE* rf_4 = fopen("old_transmission.txt","r");
116 if (rf_4 == NULL)
117 {
118     printf("Error opening old_transmission file!\n");
119     exit(1);
120 }
121 i=0;
122 double* oldTransmission;
123 oldTransmission = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
124 if(oldTransmission == NULL)
125 {
126     printf("Error allocating memory for oldTransmission array\n");
127     exit(1);
```

```

128     }
129     while(!feof(rf_4))
130     {
131         fscanf(rf_4, "%lf\n", &oldTransmission[i]);
132         i++;
133     }
134
135     fclose(rf_1);
136     fclose(rf_2);
137     fclose(rf_3);
138     fclose(rf_4);
139
140
141     // Initialize the new arrays and allocate memory for each one:
142     double* timesteps_rad;
143     double* newXPos;
144     double* newYPos;
145     double* newradius;
146     double* newTransmission;
147
148     timesteps_rad = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
149     if(timesteps_rad == NULL)
150     {
151         printf("Error allocating memory for timesteps_rad array\n");
152         exit(1);
153     }
154
155     newXPos = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
156     if(newXPos == NULL)
157     {
158         printf("Error allocating memory for newXPos array\n");
159         exit(1);
160     }
161
162     newYPos = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
163     if(newYPos == NULL)
164     {
165         printf("Error allocating memory for newYPos array\n");
166         exit(1);
167     }
168
169     newradius = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
170     if(newradius == NULL)
171     {
172         printf("Error allocating memory for newradius array\n");
173         exit(1);
174     }
175
176     newTransmission = (double*)malloc(LEN*sizeof(double));
177     if(newTransmission == NULL)
178     {
179         printf("Error allocating memory for newTransmission array\n");
180         exit(1);
181     }
182
183
184     // Create the array for the timesteps:
185     for (i = 0; i < LEN; i++)
186     {
187         if (oldradius [i] != 0)
188         {
189             if(s > 0)
190             {
191                 timesteps_rad[k] = s;
192                 s = 0;
193                 k++;
194             }
195             timesteps_rad[k] = 1;
196             k++;
197         }
198         else
199         {
200             s++;
201             if(i == LEN - 1)
202             {
203                 timesteps_rad[k] = s;

```

C. C++

```
204             k++;
205         }
206     }
207 }
208
209
210 // Print the array timesteps_rad in the new file:
211 for (n = 0; n < k; n++)
212 {
213     fprintf(f5, "%d", (unsigned)timesteps_rad[n]);
214     if (n<(k-1))
215     {
216         fprintf(f5, ", ");
217     }
218 }
219
220
221 // Create the new arrays for radius, x position and y position:
222 unsigned offset = 0;
223 m = 0;
224 for (n = 0; n < k; n++)
225 {
226     if (timesteps_rad[n] == 1)
227     {
228         newradius[n] = oldradius[m];
229         newxPos[n] = oldxPos[m];
230         newyPos[n] = oldyPos[m];
231         newTransmission[n] = oldTransmission[m];
232         m++;
233     }
234     else
235     {
236         newradius[n] = 0;
237         newxPos[n] = 0;
238         newyPos[n] = 0;
239         newTransmission[n] = 0;
240         m+=timesteps_rad[n];
241     }
242 }
243
244
245 // Print the array newradius in the new .txt file:
246 for (f = 0; f < k; f++)
247 {
248     fprintf(f1, "%e", newradius[f]);
249     if (f<(k-1))
250     {
251         fprintf(f1, ", ");
252     }
253 }
254 // Print the array newxPos in the new .txt file:
255 for (g = 0; g < k; g++)
256 {
257     fprintf(f2, "%e", newxPos[g]);
258     if (g<(k-1))
259     {
260         fprintf(f2, ", ");
261     }
262 }
263 // Print the array newyPos in the new .txt file:
264 for (h = 0; h < k; h++)
265 {
266     fprintf(f3, "%e", newyPos[h]);
267     if (h<(k-1))
268     {
269         fprintf(f3, ", ");
270     }
271 }
272 // Print the array newTransmission in the new .txt file:
273 for (l = 0; l < k; l++)
274 {
275     fprintf(f4, "%e", newTransmission[l]);
276     if (l<(k-1))
277     {
278         fprintf(f4, ", ");
279     }
280 }
```

```

280     }
281
282     // Close the newly created files with the new numbers:
283     fclose(f1);
284     fclose(f2);
285     fclose(f3);
286     fclose(f4);
287     fclose(f5);
288
289     free(oldxPos);
290     free(oldyPos);
291     free(oldradius);
292     free(oldTransmission);
293
294     return 0;
295 }

```

Listing C.2: Berechnung Arrheniuswert [95]

```

1
2
3 #include <iostream>
4 #include <fstream>
5 #include <sstream>
6 #include <math.h>
7 #include <string>
8 using namespace std;
9
10 //-----SUBFUNCTION TO CREATE FILENAMES-----
11 string filenamegenerator(int temp_places, int temp_input_number, string temp_prefix){
12     stringstream temp_Filename;
13     stringstream temp;
14     int temp_used_places;
15     //Funktion zum Zählen der Stellen eines Integers
16     temp << temp_input_number;
17     temp_used_places=(temp.str()).length();//Zaehlen der Stellen
18     // temp.str(""); //stringstream leeren
19     //Funktion zum Auffuellen des Dateinamens mit Nullen bis Anzahl temp_places erreicht ist.
20     //Bsp: aus 50 wird 0050, wenn temp_places=4 und temp_input_number=50
21     temp_Filename << temp_prefix;
22     for (int s=1; s<=temp_places-temp_used_places; s=s+1)
23     {
24         temp_Filename << "0";
25     }
26     temp_Filename << temp_input_number;//Hinzufuegen des Prefixes
27     return temp_Filename.str();
28 }
29
30 //-----MAIN FUNCTION-----
31 int main () {
32     double A;
33     double E;
34     double T_start;
35     double R = 8.3144621;
36     int savesteps;
37     string prefix;
38     int amount_of_stars;
39
40     //-----
41
42     cout << "*****\n"
43     " * AddingArrhenius 1.1beta3: ***** 2012,2014 KIT *\n"
44     "*****\n"
45     " * Application to calculate the Arrhenius from the Temperature *\n"
46     "*****\n\n";
47
48     cout << "A = ? (/s) \n";
49     cin >> A;
50     cout << "\ndE = ? (J/mol) \n";
51     cin >> E;
52     cout << "\nThe prefix of the Encas file (prefix.encas). (string) \n";
53     cin >> prefix;
54     cout << "\nStart Temperature of the Step Zero (Initialization Value in Fluent). (string) \n";
55     cin >> T_start;
56     cout << "\n";

```

C. C++

```
56
57
58 //-----
59
60 stringstream encasFilename;
61 encasFilename << prefix << ".encas";
62 ifstream encasFile(encasFilename.str().c_str());
63 string encasLine;
64
65 double* timevalues; //Array for timevalues obtained from *.encas-file
66 string filename_line;
67     string filename_prefix;
68 string filename_suffix;
69 int filename_start_number;
70 int number_of_steps;
71 int amount=0;
72 int k=0;
73     int current_step;
74
75 while (encasFile.good())
76     {
77         getline (encasFile, encasLine);
78
79         if (encasLine.substr(0,35)== "scalar per element: 1 temperature")//gets line with
            filename and amount of stars
80     {
81         //gets number of timesteps and converts them into an int, "atoi: if the converted value would
            be out of the range of values representable by an int, it causes undefined behaviour
            ."
82         filename_line=encasLine.substr(50, encasLine.length());
83         amount_of_stars=filename_line.find_last_of("**")-filename_line.find_first_of("**")+1;//gets
            number of stars
84         filename_prefix=filename_line.substr(0, filename_line.find_first_of("**"));//gets
            filename_prefix of result files
85         filename_suffix=filename_line.substr(filename_line.find_last_of(".")+1, filename_line.length
            ()-filename_line.find_last_of("."));//gets filename suffix of result files
86     }
87
88     if ((encasLine.substr(0,22)== "filename start number:")//gets line with filename start
            number
89     {
90         //gets number of timesteps and converts them into an int, "atoi: if the converted value would
            be out of the range of values representable by an int, it causes undefined behaviour
            ."
91         filename_start_number=atoi((encasLine.substr(28, encasLine.length()-28)).c_str());
92     }
93
94     if ((encasLine.substr(0,19)== "filename increment:")//gets line with filename increment
95     {
96         //gets number of timesteps and converts them into an int, "atoi: if the converted value would
            be out of the range of values representable by an int, it causes undefined behaviour
            ."
97         savesteps=atoi((encasLine.substr(28, encasLine.length()-28)).c_str());
98     }
99
100 if ((encasLine.substr(0,17)== "number of steps: ")&&(encasLine.substr(0,18)!= "number of steps:
            ")//gets first line with number of steps
101     {
102         //gets number of steps and converts them into an int, "atoi: if the converted value would be
            out of the range of values representable by an int, it causes undefined behavior."
103         number_of_steps=atoi((encasLine.substr(17, encasLine.length()-17)).c_str());
104         timevalues = (double*) malloc(number_of_steps*sizeof(double)); //allocate memory for array
105     }
106
107 if ((encasLine.substr(0,12)== "time values:")&&(amount==0))//gets line with time values
108     {
109         amount=1;//Increase variable to go only once in this If condition
110         while (encasLine.substr(0,9)!= "time set:") //tokenize lines until line time set is found
111             {
112                 //function to tokenize adapted from http://www.cplusplus.com/faq/sequences/strings/split/#
                    string-find_first_of
113                 string delimiters = " ";
114                 size_t current;
115                 size_t next = -1;
116                 if (encasLine.substr(0,14)== "time values: ")//for the line with "time values:" in it,
                    use substring
```

```

117         {
118         do {
119             next = (encasLine.substr(14)).find_first_not_of( delimiters , next + 1 );
120             if (next == string::npos) break;
121             next -= 1;
122             current = next + 1;
123             next = (encasLine.substr(14)).find_first_of(delimiters , current);
124             timevalues[k]=atof(((encasLine.substr(14)).substr(current, next - current)).c_str
                ());
125             k=k+1;
126             } while (next != string::npos);
127         }
128     else //for all following lines with timesteps without the description "time values:"
           in it, use line from file directly
129     {
130     do {
131         next = encasLine.find_first_not_of( delimiters , next + 1 );
132         if (next == string::npos) break;
133         next -= 1;
134         current = next + 1;
135         next = encasLine.find_first_of(delimiters , current);
136         timevalues[k]=atof((encasLine.substr(current, next - current)).c_str());
137         k=k+1;
138         } while (next != string::npos);
139     }
140     getline (encasFile , encasLine);
141     }
142 }
143 }
144
145 //-----
146
147 for (int i = 0; i < number_of_steps; i = i + 1) {
148     current_step=(savesteps*(i)+filename_start_number);
149     cout << "Current File: " << current_step << "/" << savesteps*(number_of_steps-1)+
        filename_start_number << endl;
150
151     //generating the names of the needed files:
152     stringstream currentFilename;//Attention: Defined in for-loop. If defined outside, variable must
        be cleared in the end of the for-loop!
153     stringstream prevFilename;//Attention: Defined in for-loop. If defined outside, variable must be
        cleared in the end of the for-loop!
154     currentFilename << filenamegenerator(amount_of_stars , current_step , filename_prefix);
155     if (current_step != filename_start_number) {
156         prevFilename << filenamegenerator(amount_of_stars , current_step-savesteps , filename_prefix);
157     }
158
159     //-----
160     //Open the needed files for reading:
161
162     stringstream currentTempFilename;
163     currentTempFilename << currentFilename.str() << ".scl1";
164     ifstream currentTempFile (currentTempFilename.str().c_str());
165     if (!currentTempFile.is_open()) {
166         cout << "Step " << current_step << ": Error while reading currentTempFile " <<
            currentTempFilename.str() << endl;
167         cin.get();
168     }
169
170     stringstream prevTempFilename;
171     prevTempFilename << prevFilename.str() << ".scl1";
172     ifstream prevTempFile (prevTempFilename.str().c_str());
173     if (!prevTempFile.is_open() && current_step != savesteps) {
174         cout << "Step " << current_step << ": Error while reading prevTempFile " <<
            prevTempFilename.str() << endl;
175         cin.get();
176     }
177
178     stringstream prevArrFilename;
179     prevArrFilename << prevFilename.str() << ".arr";
180     ifstream prevArrFile (prevArrFilename.str().c_str());
181     if (!prevArrFile.is_open() && current_step != savesteps) {
182         cout << "Step " << current_step << ": Error while reading prevArrFile " <<
            prevArrFilename.str() << endl;
183         cin.get();
184     }

```

C. C++

```
185
186 //-----
187 // open (and create) file for arrhenius factor:
188
189     stringstream currentArrFilename;
190     currentArrFilename << currentFilename.str() << ".arr";
191
192 //FILE* fout;
193 //fout=fopen("bla2.txt", "w");
194
195     ofstream currentArrFile;
196     currentArrFile.open (currentArrFilename.str().c_str());
197
198     if (!currentArrFile.is_open()) {
199         cout << "Step " << current_step << ": Error while creating cuurentArrFile " <<
200             currentArrFilename.str() << endl;
201         cin.get();
202     }
203 //-----
204 //write text and values into file for arrhenius factor:
205
206     string currentTempLine;
207     string prevTempLine;
208     string prevArrLine;
209     double currentTemp;
210     double prevTemp;
211     double prevArr;
212     double currentArr;
213
214 // ios::sync_with_stdio(false); //no speed increase measured
215 while (getline(currentTempFile, currentTempLine)) {
216     //Hole nächste Linie aus dem aktuellen scl1-Datei
217     //getline (currentTempFile, currentTempLine);
218     //Wenn nicht erste Datei
219     if (current_step != savesteps)
220     {
221         getline (prevArrFile, prevArrLine);
222         getline (prevTempFile, prevTempLine);
223     }
224     //Tausche am Beginn Static Temperature gegen Arrhenius und kopiere die anderen
225     //Zeilen am Beginn der aktuellen scl1-Datei
226     if (currentTempLine[1] != '0' && currentTempLine[1] != '1' && currentTempLine[1]
227         != '2' && currentTempLine[1] != '3' && currentTempLine[1] != '4' &&
228         currentTempLine[1] != '5' && currentTempLine[1] != '6' && currentTempLine
229         [1] != '7' && currentTempLine[1] != '8' && currentTempLine[1] != '9')
230     {
231         if (currentTempLine == "Static Temperature")
232         {
233             currentArrFile << "Arrhenius" << endl;
234         }
235         else
236         {
237             currentArrFile << currentTempLine << endl;
238         }
239     }
240     //Berechne aus den Temperaturwerten den Arrhenius
241     else
242     {
243         currentTemp = atof(currentTempLine.c_str());
244         if (current_step != savesteps)
245         {
246             prevArr = atof(prevArrLine.c_str());
247             prevTemp = atof(prevTempLine.c_str());
248             currentArr = prevArr + (timevalues[i]-timevalues[i-1])*A*0.5*(
249                 exp(-E/(currentTemp*R)) + exp(-E/(prevTemp*R)) );
250         }
251         else
252         {
253             currentArr = timevalues[i]*A*0.5*( exp(-E/(currentTemp*R)) + exp
254                 (-E/(T_start*R)) );
255         }
256         currentArrFile << " " << currentArr << endl; //SLOWEST OPERATION IN
257             //APPLICATION, TAKES 80% of PROCESSING TIME
258     }
259     //currentArrFile << ' ' << currentArr << '\n';
260     //fprintf(fout, "%g\n", currentArr); // viel schneller aber leider nicht korrekt, da 300
261     //Zeilen einfach weggelassen wurden, mit fclose nur noch 100 Linien
```

```

252         }
253     }
254     //-----
255     //closing Files:
256     //fflush(fout);
257     //fclose(fout);
258     currentTempFile.close();
259     prevTempFile.close();
260     currentArrFile.close();
261     prevArrFile.close();
262 }
263 //-----
264 //changing the information file of encas:
265
266 encasFile.clear();//reset error flags, to start reading the encas file again
267 encasFile.seekg(0, encasFile.beg);//reset pointer position to beginning of encas input file, to start
    reading the encas file again
268
269 stringstream newName;
270 newName << prefix << "WithArrhenius.encas";
271 ofstream newEncas;
272 newEncas.open(newName.str().c_str());
273
274 while (encasFile.good())
275 {
276     getline (encasFile, encasLine);
277     if (encasLine != "VARIABLE")
278     {
279         newEncas << encasLine << endl;
280     }
281     else
282     {
283         newEncas << "VARIABLE" << endl << "scalar per element: 1 arrhenius
                " << filename_prefix;
284         for (int t=1; t<=amount_of_stars; t=t+1)
285         {
286             newEncas << "*";
287         }
288         newEncas << ".arr" << endl;
289     }
290 }
291 encasFile.close();
292 newEncas.close();
293
294 cout << endl << "Calculation Done" << endl;
295 system ("pause");
296 return 0;
297 }

```


D. Betreute studentische Arbeiten

Abschlussarbeiten:

- V. Schild. „Entwurf eines helligkeitsoptimierten Laserprojektors“. Diplomarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2015
- C. Roslan. „Untersuchung des Schädigungsverhaltens von Laserstrahlung auf retinales Gewebe“. Bachelorarbeit. Hochschule Furtwangen, 2014
- L. Holl. „Aufbau eines Finite-Elemente-Methode Modells des menschlichen Auges zur Untersuchung des thermischen Verhaltens unter Bestrahlung“. Diplomarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2013
- F. Müller. „Aufbau eines künstlichen menschlichen Auges zur Untersuchung der Gefährdung durch Laserstrahlung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2012
- C. Hepp. „Simulationsmodell des menschlichen Auges zur Untersuchung des thermischen Verhaltens unter Laseranregung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2012
- A. Hölldorfer. „Entwurf und Aufbau eines Systems zur Laseranregung retinaler Ganglienzellen“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2011
- D. Sitzenstuhl. „Entwurf eines Particle Image Velocimetry Systems zur Windgeschwindigkeitsmessung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2011

Praktikanten:

- Ariana Shults - Biola University, USA - Creating a Human Eye Model for Heat Transfer Simulation

D. Betreute studentische Arbeiten

- Gokul Raju - Karlsruher Institut für Technology - Modelling the Optical and Aberration characteristics of Human Eye as a single lens
- Jeffrey Yu - University of Oxford, UK - Human Eye Model for Damage calculations
- Oscar Bolanos - Polytechnic University of Aguascalientes, Mexiko - Evaluation of heat transfer calculations for the human eye
- Celia Cermeno Berrocal - Imperial College London, UK - Combining a Zemax model of the human eye with a thermodynamical model
- Zhenzhi Xia - University of Rochester, USA - Modelling the absorptional behavior in the human eye for different wavelengths

Stipendiaten:

- Marcia Vagos - University of Porto, Portugal - Determination of temperature and damage in ocular tissue

KSOP Research Assistants:

- Sentayehu Fetene Wondimu
- Muhammad Rodlin Billah
- Ayman Nassar
- Bayu Gautama Wundari
- Brenda Donelan

E. Wissenschaftliche Veröffentlichungen

Veröffentlichungen in Zeitschriften:

Erstautor (4)

- N. Heussner, M. Vagos, M. S. Spitzer und W. Stork. „A prediction model for ocular damage - Experimental validation“. In: *Journal of Thermal Biology* 52 (2015), S. 38–44
- N. Heussner und W. Stork. „Damage evaluation of the human eye for different laser sources - Connecting ray tracing and finite volume calculations“. In: *Journal of Medical and Bioengineering* 4(6) (2015), S. 475–479
- N. Heussner, L. Holl, T. Nowak, T. Beuth, M. S. Spitzer und W. Stork. „Prediction of temperature and damage in an irradiated human eye - Utilization of a detailed computer model which includes a vectorial blood stream in the choroid“. In: *Computers in Biology and Medicine* 51 (2014), S. 35–43
- N. Heussner, S. Bogatscher und W. Stork. „Optimizing flying-spot display designs based on the upcoming edition of the laser safety standard“. In: *Journal of the Society for Information Display* 22(1) (2014), S. 9–17

Andere (5)

- T. Beuth, S. Danilova, H. Umesh-Babu, S. Bogatscher, L. Shinohara und N. Heussner. „Revision of an Optical Engineering Lecture Based on Students' Evaluation of University Teaching“. In: *International Journal of Information and Education Technology* 5 (2015), S. 890–896
- S. Bogatscher, A. Streck, M. Fox, S. Meinzer, N. Heussner und W. Stork. „Large aperture at low cost three-dimensional time-of-flight

E. Wissenschaftliche Veröffentlichungen

range sensor using scanning micromirrors and synchronous detector switching“. In: *Applied Optics* 53(8) (2014), S. 1570–1582

- L. Shinohara, J. A. Tauscher, T. Beuth, N. Heussner, M. Fox, H. U. Babu und W. Stork. „Optical system design and experimental evaluation of a coherent Doppler wind Lidar system for the predictive control of wind turbine“. In: *Optical Review* 21(5) (2014), S. 698–704
- A. Frederiksen, R. Fiess, W. Stork, S. Bogatscher und N. Heussner. „Eye safety for scanning laser projection systems“. In: *Biomed Tech* 57 (2012), S. 175–184
- S. Klinkhammer, N. Heussner, K. Huska, T. Bocksrocker, F. Geislhöringer, C. Vannahme, T. Mappes und U. Lemmer. „Voltage-controlled tuning of an organic semiconductor distributed feedback laser using liquid crystals“. In: *Applied Physics Letters* 99(2) (2011), S. 0233071–0233073

Konferenzbeiträge:

Erstautor (4)

- N. Heussner, S. Danilova, S. Bogatscher und W. Stork. „The impact of the revisions to the laser safety standard on the classification of scanned-beam projection systems“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014
- S. Bogatscher & N. Heussner und W. Stork. „Considering laser modulation for classification of scanning laser devices“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014
- N. Heussner, L. Holl, A. Shults, T. Beuth, H. U. Babu, L. Shinohara, S. Bogatscher, M. Wippler und W. Stork. „Thermodynamic finite-element-method (FEM) eye model for laser safety considerations“. In: *Proc. SPIE 8579 Optical Interactions with Tissue and Cells XXIV*. 2013
- N. Heussner, S. Schnichels, M. S. Spitzer, K. U. Bartz-Schmidt und W. Stork. „Laser excitation of retinal ganglion cells“. In: *10th International Workshop on Biomedical Engineering*. 2011

Andere (5)

- L. Shinohara, T. Beuth, M. Fox, N. Heussner, H. Umesh Babu und W. Stork. „System Design of a Coherent Laser Doppler Wind Profiler for the Predictive Control of Wind Turbine System (WTS)“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014
- H. U. Babu, N. Heussner und W. Stork. „Anti-Counterfeiting technique based Reflective-Physically Unclonable Functions“. In: *115. DGaO-Jahrestagung*. 2014
- L. Shinohara, T. Beuth, H. U. Babu, N. Heussner, S. Bogatscher, S. Danilova, T. A. P. Tran und W. Stork. „A simulation environment for assisting system design of coherent laser doppler wind sensor for active wind turbine pitch control“. In: *Proc. SPIE. 8789, Modeling Aspects in Optical Metrology IV*. 2013
- S. Bogatscher, C. Giesel, T. Beuth, H. Umesh-Babu, L. Shinohara, N. Heussner, A. Streck und W. Stork. „Fast scan-fail device for class 1 operation of scanning micromirrors at a high laser power in the near-infrared region“. In: *Proc. SPIE 8512, Infrared Sensors, Devices, and Applications II*. 2012
- L. Shinohara, S. Bogatscher, N. Heussner, H. Umesh-Babu, M. Brunet und W. Stork. „A coherent laser Doppler wind profiler for the active control of wind turbines“. In: *Proc. SPIE 8235, Solid State Lasers XXI: Technology and Devices*. 2012

Poster (3)

- Karlsruhe School of Optics and Photonics - Summer school, Bad Herrenalb 2014: Modelling of Laser Induced Ocular Damage
- Karlsruhe Days of Optics and Photonics, Karlsruhe 2013: Modelling of Retinal Damage Scenarios for Scanning Laser Devices
- Ideenwettbewerb Biotechnologie und Medizintechnik Baden- Württemberg, Stuttgart 2011: Kontaktlose Stimulation retinaler Ganglienzellen mit kurzen Laserpulsen zur Wiederherstellung der Sehfähigkeit von Menschen mit Dysfunktion retinaler Photorezeptoren

E. Wissenschaftliche Veröffentlichungen

Vorträge (2)

- Department of Optometry and Vision Sciences, University of Auckland 2014: Damage Evaluation of the Human Eye for Different Laser Sources – Connecting Ray Tracing and Finite Volume Calculations
- 58. Sitzung des Arbeitskreises Nichtionisierende Strahlung im Fachverband für Strahlenschutz, Wien 2013: Einfluss scannender Laserstrahlen auf die Schädigungsschwellen der Retina

Abbildungsverzeichnis

2.1	Prinzip der Wärmeleitung	5
2.2	Prinzip der Konvektion	7
2.3	Mechanismus Finite-Differenzen in einer Dimension	10
2.4	Nomenklatur eines Gitters in 3 Dimensionen und 2 Dimensionen	13
2.5	Gitternetz-Optionen für Oberflächen	13
2.6	Mesharten innerhalb des Augenmodells	14
2.7	Verzerrung und Aspektverhältnis am Beispiel eines Dreiecks	15
2.8	Definition der Wegstrecke für rechteckige und dreieckige Gittergrundflächen	17
2.9	Plancksches Strahlungsspektrum	18
2.10	Translation und Brechung	20
3.1	Schematischer Querschnitt durch das menschliche Auge	24
3.2	Übersicht der Blutgefäße im menschlichen Auge	25
3.3	Schematischer Querschnitt der Aderhaut	26
3.4	Querschnitt des sehenden Teils der Netzhaut	28
3.5	Übersicht Schadensmechanismen	30
4.1	Bilderzeugung eines Flying-Spot-Projektors	36
4.2	Abbildendes Projektionsprinzip am Beispiel eines LCoS-Systems	37
4.3	Prinzip scannendes LIDAR	38
5.1	Das erste FEM-Mesh eines menschlichen Auges von Scott et al. (1988)	39
5.2	Das Augenmodell von Ng et al. (2006)	40
5.3	Das Augenmodell von Nasution et al. (2008)	42
5.4	Das Augenmodell von Cvetkovic et al. (2008)	42
6.1	Schematische Darstellung des gesamten Augenmodells	47

6.2	Strahlengang durch die Zemax-Implementierung des Navarro-Augenmodells	48
6.3	Ein Spiegel reflektiert Laserstrahlung auf das Zemax-Modell des menschlichen Auges	50
6.4	Spotverteilung auf der Retina für $A = 2$ dpt und $A = 8$ dpt	52
6.5	Spotverteilung auf der Retina für $A = 12$ dpt und Prinzip der Quasipunktquelle	52
6.6	Modellierung der Augengeometrie in Inventor	56
6.7	Bereiche des skleralen und kornealen Wärmeübergangs in bisherigen Modellen und dem vorgestellten Modell	58
6.8	Schritte zur Generierung eines Volumenmeshs	59
6.9	Schnitt durch die dreidimensionale Geometrie des ganzen Auges	60
6.10	Schnitt durch das Mesh des ganzen Auges	61
6.11	Definition der Einflüsse und des Ausflusses basierend auf dem physiologischen Blutfluss	62
6.12	Absorptionsverhalten am Augenhintergrund	63
7.1	Beispielhaftes Temperaturprofil eines bestrahlten Augenhintergrundes	65
7.2	Vergleich der berechneten Kornea-Temperaturen mit Werten aus der Literatur	67
7.3	Temperaturdifferenz zwischen dem Limbus und dem Zentrum der Kornea	69
7.4	Vergleich der Temperaturverläufe des vorgestellten Modells und bisheriger Arbeiten	70
7.5	Aufbau nach Kandulla et al.	71
7.6	Vergleich der berechneten Temperaturen mit in-vivo-Messungen des menschlichen Auges	72
7.7	Zeitliche Entwicklung der Temperatur des RPEs	73
7.8	Zeitliche Entwicklung des Arrhenius Wertes des RPEs	73
7.9	Präparation der Schweineaugen	75
7.10	Temperaturmessung an Luft mittels einer Infrarotkamera	76
7.11	Infrarotaufnahmen des bestrahlten Augenhintergrundes	77
7.12	Vergleich zwischen den berechneten und gemessenen Temperaturen des RPEs	78
7.13	Positionierung des faseroptischen Temperatursensors im Gewebe für Messungen unter Wasser	79

7.14	Positionierung des faseroptischen Temperatursensors im Gewebehalter für Messungen unter Wasser	80
7.15	Aufbau für Messungen der Gewebetemperatur unter Wasser (Schema)	81
7.16	Messaufbau aus Abbildung 7.15 in Betrieb	81
7.17	Kamerabild des bestrahlten Gewebes und Position der LED	82
7.18	Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 50 mW	83
7.19	Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 100 mW	84
7.20	Vergleich der berechneten Temperaturen mit den Messergebnissen bei 200 mW	84
7.21	Augenmodell inklusive des faseroptischen Sensors - Querschnitt	85
7.22	Gegenüberstellung der Simulationen mit und ohne faseroptischen Sensor	86
8.1	Zeitliche Entwicklung der Temperatur für Akkommodationen von $A = 2$ dpt, $A = 8$ dpt und $A = 12$ dpt	88
8.2	Zeitlicher Verlauf des Arrheniuswertes im Vergleich zur zugehörigen Temperaturentwicklung	89
8.3	Vergleich der Temperaturverläufe der verschiedenen Akkommodationszustände	89
8.4	Vergleich der Temperaturverläufe des DLPs und FSPs . . .	91
8.5	Vergleich der Entwicklung der Arrheniuswerte des DLPs und FSPs	91
9.1	Validierungsbereiche innerhalb dieser Arbeit	93

Tabellenverzeichnis

5.1	Stand der Technik im Bereich der Augenmodelle	44
6.1	Die Parameter des Navarro-Augenmodells	49
6.2	Modellgeometrie	55
6.3	Gewebeeigenschaften	56
7.1	Korrelation zwischen Kornea- und Umgebungstemperatur	68
7.2	Gegenüberstellung der berechneten und gemessenen Schä- digungsenergien	74
7.3	Vergleich der thermischen Eigenschaften von Glaskörper und Wasser	79
8.1	Parameter des DLP-Projektors sowie des FSPs inklusive der errechneten Schadensschwelen	90

Literatur

- [1] F. H. Adler u. a. *Adler's Physiology of the Eye*. Elsevier Health Sciences, 2011.
- [2] B. Alamouti und J. Funk. „Retinal thickness decreases with age: an OCT study“. In: *British Journal of Ophthalmology* 87.7 (2003), S. 899–901.
- [3] E. Amara. „Numerical investigations on thermal effects of laser-ocular media interaction“. In: *International Journal of Heat and Mass Transfer* 38.13 (1995), S. 2479–2488.
- [4] H. U. Babu u. a. „Anti-Counterfeiting technique based Reflective-Physically Unclonable Functions“. In: *115. DGaO-Jahrestagung*. 2014.
- [5] T. Beuth u. a. „Revision of an Optical Engineering Lecture Based on Students' Evaluation of University Teaching“. In: *International Journal of Information and Education Technology* 5 (2015), S. 890–896.
- [6] J. Beuthan und O. Minet. „Phenomenological statistics of laser irradiation related metabolic changes in Guinea Pig Livers“. In: *Biomedical Engineering* 49.9 (2004), S. 238–241.
- [7] J. F. Bille und W. C. Schlegel, Hrsg. *Medizinische Physik, Band 3: Medizinische Laserphysik*. Springer, 2004.
- [8] A. Blake u. a. „Effects of changes in packed cell volume on the specific heat capacity of blood: implications for studies measuring heat exchange in extracorporeal circuits.“ In: *British journal of anaesthesia* 84.1 (2000), S. 28–32.
- [9] S. Bogatscher u. a. „Fast scan-fail device for class 1 operation of scanning micromirrors at a high laser power in the near-infrared region“. In: *Proc. SPIE 8512, Infrared Sensors, Devices, and Applications II*. 2012.

- [10] S. Bogatscher u. a. „Large aperture at low cost three-dimensional time-of-flight range sensor using scanning micromirrors and synchronous detector switching“. In: *Applied Optics* 53(8) (2014), S. 1570–1582.
- [11] S. Bogatscher u. a. „Vergleich mechanisch robuster Scannerkonzepte mit großer Empfangsapertur“. In: *115. DGaO-Jahrestagung*. 2014.
- [12] R. Brinkmann u. a. „Real-time temperature determination during retinal photocoagulation on patients“. In: *Journal of biomedical optics* 17.6 (2012), S. 0612191–06121910.
- [13] R. Brubaker. „Flow of aqueous humor in humans [The Friedenwald Lecture]“. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 32.13 (1991), S. 3145–3166.
- [14] Y. I. Cho und K. R. Kensey. „Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows.“ In: *Biorheology* 28 (1991), S. 241–62.
- [15] U. Cicekli. „Computational model for heat transfer in the human eye using the finite element method“. Diss. Faculty of the Louisiana State University, 2003.
- [16] J. P. Craig u. a. „The role of tear physiology in ocular surface temperature“. In: *Eye* 14.4 (2000), S. 635–641.
- [17] J. D. Cutnell und K. W. Johnson. *Physics*. 4. Aufl. John Wiley & Sons Canada, 1997.
- [18] M. Cvetkovic u. a. „Thermal modelling of the human eye exposed to laser radiation“. In: *16th International Conference on Software, Telecommunications and Computer Networks*. 2008.
- [19] S. DeMarco u. a. „Computed SAR and thermal elevation in a 0.25-mm 2-D model of the human eye and head in response to an implanted retinal stimulator - part I: models and methods“. In: *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 51.9 (2003), S. 2274–2285.
- [20] Z. Dische. „Biochemistry of connective tissue of the vertebrate eye“. In: *Int Rev Connect Tissue Res* 5 (1970), S. 209–279.
- [21] A. F. Emery u. a. „Microwave 466 induced temperature rises in rabbit eyes in cataract research“. In: *J. Heat Transfer* 97 (1975), S. 123–128.

- [22] I. Escudero-Sanz und R. Navarro. „Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model“. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 16.8 (1999), S. 1881–1891.
- [23] V. Flyckt u. a. „Modelling the impact of blood flow on the temperature distribution in the human eye and the orbit: fixed heat transfer coefficients versus the pennes bioheat model versus discrete blood vessels“. In: *Physics in Medicine and Biology* 51 (2006), S. 5007–5021.
- [24] R. H. Forushani. „Steady State Heat Analysis of the Eye Using Finite Element Method“. In: *Biomedical Research* 23 (2012), S. 99–104.
- [25] C. S. Foster und M. de la Sainz Maza. *Sclera*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1994.
- [26] M. Fox. *Optische Eigenschaften von Festkörpern*. Oldenbourg Verlag, 2012.
- [27] G. François u. a. „Anatomically accurate modeling and rendering of the human eye“. In: *ACM SIGGRAPH*. 2007.
- [28] A. Frederiksen. „Einfluss des visuellen Systems auf die Auslegung von miniaturisierten Flying-Spot-Laserprojektoren“. Diss. Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik des Karlsruher Institut für Technologie (KIT), 2012.
- [29] A. Frederiksen u. a. „Eye safety for scanning laser projection systems“. In: *Biomed Tech* 57 (2012), S. 175–184.
- [30] H. Fujishima u. a. „Corneal temperature in patients with dry eye evaluated by infrared radiation thermometry“. In: *British journal of ophthalmology* 80 (1996), S. 29–32.
- [31] J. Geary. *Introduction to Lens Design: With Practical ZEMAX Examples*. Willmann-Bell, 2002.
- [32] K. Gugleta u. a. „Is corneal temperature correlated with blood-flow velocity in the ophthalmic artery“. In: *Current eye research* 19.6 (1999), S. 496–501.
- [33] J. H. Ferziger und M. Peric. *Numerische Strömungsmechanik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008.

Literatur

- [34] S. Hayreh. „Posterior ciliary artery circulation in health and disease“. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 45 (2004), S. 749–757.
- [35] R. Henderson und K. Schulmeister. *Laser safety*. Taylor & Francis, 2004.
- [36] C. Hepp. „Simulationsmodell des menschlichen Auges zur Untersuchung des thermischen Verhaltens unter Laseranregung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2012.
- [37] N. Heussner und W. Stork. „Damage evaluation of the human eye for different laser sources - Connecting ray tracing and finite volume calculations“. In: *Journal of Medical and Bioengineering* 4(6) (2015), S. 475–479.
- [38] N. Heussner u. a. „A prediction model for ocular damage - Experimental validation“. In: *Journal of Thermal Biology* 52 (2015), S. 38–44.
- [39] N. Heussner u. a. „Laser excitation of retinal ganglion cells“. In: *10th International Workshop on Biomedical Engineering*. 2011.
- [40] N. Heussner u. a. „Optimizing flying-spot display designs based on the upcoming edition of the laser safety standard“. In: *Journal of the Society for Information Display* 22(1) (2014), S. 9–17.
- [41] N. Heussner u. a. „Prediction of temperature and damage in an irradiated human eye - Utilization of a detailed computer model which includes a vectorial blood stream in the choroid“. In: *Computers in Biology and Medicine* 51 (2014), S. 35–43.
- [42] N. Heussner u. a. „The impact of the revisions to the laser safety standard on the classification of scanned-beam projection systems“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014.
- [43] N. Heussner u. a. „Thermodynamic finite-element-method (FEM) eye model for laser safety considerations“. In: *Proc. SPIE 8579 Optical Interactions with Tissue and Cells XXIV*. 2013.
- [44] M. Hogan u. a. *Histology of the Human Eye*. WB Saunders, 1971, S. 363.

- [45] L. Holl. „Aufbau eines Finite-Elemente-Methode Modells des menschlichen Auges zur Untersuchung des thermischen Verhaltens unter Bestrahlung“. Diplomarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2013.
- [46] A. Hölldorfer. „Entwurf und Aufbau eines Systems zur Laseranregung retinaler Ganglienzellen“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2011.
- [47] J. Holman. *Heat transfer*. Mechanical engineering series. McGraw-Hill, 1989.
- [48] K. R. Holmes. „Thermal conductivity data for specific tissues and organs for humans and other mammalian species“. In: *Thermal Properties* (1990).
- [49] *International Electrotechnical Commission, 60825-1 Safety of laser products - Equipment classification and requirements Ed.3*. 2014.
- [50] M. Jasiński. „Influence of emissivity changes on the blood flow rate determined on the basis of heat balance equation“. In: *Prace Naukowe Instytutu Matematyki i Informatyki Politechniki Częstochowskiej* Vol. 9(1) (2010), S. 37–44.
- [51] A. Joussen u. a. *Retinal Vascular Disease*. Springer, 2007.
- [52] W. Kahle und M. Frotscher. *Taschenatlas der Anatomie in 3 Bänden*. Thieme, 2001.
- [53] J. Kandulla. „Experimentelle und theoretische Untersuchungen zur optoakustischen Temperaturbestimmung während Transpupillarer Thermotherapie“. Diss. Technisch-Naturwissenschaftliche Fakultät der Universität Lübeck, 2009.
- [54] J. Kandulla und R. Brinkmann. „Nicht-invasive Echtzeit Temperaturbestimmung während Laserbehandlungen an der Netzhaut des Auges“. In: *Photonik-Stuttgart* 39.2 (2007), S. 42–46.
- [55] L. Kessel u. a. „The relationship between body and ambient temperature and corneal temperature“. In: *Investigative ophthalmology & visual science* 51 (2010), S. 6593–6597.
- [56] W. Kinzelbach. *Vorlesungsskript Numerical Hydraulics*. Eidgenössische Technische Hochschule Zürich. 2010.
- [57] J. Kirsch u. a. *Taschenlehrbuch Anatomie*. Thieme, 2010.

- [58] R. Klinke u. a. *Lerhbuch der Physiologie 6. Auflage*. Thieme, Stuttgart, 2009.
- [59] S. Klinkhammer u. a. „Voltage-controlled tuning of an organic semiconductor distributed feedback laser using liquid crystals“. In: *Applied Physics Letters* 99(2) (2011), S. 0233071–0233073.
- [60] I. Kocak u. a. „Variability in the Measurement of Corneal Temperature Using a Noncontact Infrared Thermometer“. In: *Ophthalmologica* 213 (1999), S. 345–349.
- [61] J. J. W. Lagendijk. „A mathematical model to calculate temperature distributions in human and rabbit eyes during hyperthermic treatment“. In: *Physics in Medicine and Biology* 27.11 (1982), S. 1301–1311.
- [62] K. Lecher. *Taschenbuch der Wasserwirtschaft*. Parey, 2001.
- [63] D. M. Maurice. „The cornea and the sclera“. In: *The eye*. Academic press, 1984.
- [64] D. Meschede. *Gerthsen Physik*. 23. Aufl. Berlin: Springer, 2005.
- [65] S. Mirnezami u. a. „Temperature Distribution Simulation of the human eye exposed to laser radiation“. In: *Journal of Lasers in Medical Sciences* 4.4 (2013), S. 175–181.
- [66] F. Müller. „Aufbau eines künstlichen menschlichen Auges zur Untersuchung der Gefährdung durch Laserstrahlung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2012.
- [67] A. Narasimhan und K. K. Jha. „Transient Simulation of Multi-Spot Retinal Laser Irradiation Using a Bio-Heat Transfer Model“. In: *Numerical Heat Transfer, Part A: Applications* 57 (2010), S. 520–536.
- [68] A. Narasimhan und K. K. Jha. „Bio-heat transfer simulation of retinal laser irradiation“. In: *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 28.5 (2012), S. 547–559.
- [69] A. Narasimhan und K. K. Jha. „Bio-heat transfer simulation of square and circular array of retinal laser irradiation“. In: *Frontiers in Heat and Mass Transfer (FHMT)* 2.3 (2011), S. 330051–330058.
- [70] A. Narasimhan u. a. „Transient simulations of heat transfer in human eye undergoing laser surgery“. In: *International Journal of Heat and Mass Transfer* 53.13 (2010), S. 482–490.

- [71] A. Nasution und N. Ningtyas. „Finite element method for prior analysis of thermal effect on the retina which accompanying a laser therapy“. In: *Proceeding of the 2008 International Joint Conference in Engineering*. 2008.
- [72] R. Navarro u. a. „Accommodation-dependent model of the human eye with aspherics“. In: *J. Opt. Soc. Am. A* 2.8 (1985), S. 1273–1280.
- [73] P. S. Neelakantaswamy und K. P. Ramakrishnan. „462 Microwave-induced hazardous nonlinear thermoelastic vibrations of the ocular lens in the human eye“. In: *J. Biomech* 12 (1979), S. 205–210.
- [74] E.-Y.-K. Ng u. a. „A comparative study between the two-dimensional and three-dimensional human eye models“. In: *Mathematical and Computer Modelling* 48.56 (2008), S. 712–720.
- [75] E. Ng und E. Ooi. „FEM simulation of the eye structure with bio-heat analysis“. In: *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 82.3 (2006), S. 268–276.
- [76] E. Ng und E. Ooi. „Ocular surface temperature: A 3D FEM prediction using bioheat equation“. In: *Computers in Biology and Medicine* 37.6 (2007), S. 829–835.
- [77] M. Niemz. *Laser-tissue interactions*. 3. Aufl. Berlin Heidelberg, Springer, 2007.
- [78] C.-D. Ohl u. a. „Bubble dynamics, shock waves and sonoluminescence“. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 357.1751 (1999), S. 269–294.
- [79] T. Olsen u. a. „Human sclera; thickness and surface area“. In: *American journal of ophthalmology* 125 (1998), S. 237–241.
- [80] E. Ooi und E. Ng. „Simulation of aqueous humor hydrodynamics in human eye heat transfer“. In: *Computers in biology and medicine* 38 (2008), S. 252–262.
- [81] E. Ooi u. a. „Bioheat transfer in the human eye: A boundary element approach“. In: *Engineering Analysis with Boundary Elements* 31.6 (2007), S. 494–500.
- [82] H. Otterstedt. URL: <http://www.otterstedt.de/wiki/index.php/Bild:Auge.png>.

Literatur

- [83] C. W. Oyster. *The Human Eye: Structure and Function*. Sinauer Associates Incorporated, 1999.
- [84] M. Paruch. „Numerical simulation of bioheat transfer process in the human eye“. In: *Scientific Research of the Institute of Mathematics and Computer Science* 66 (2007), S. 199–204.
- [85] J. Peiró und S. Sherwin. „Finite difference, finite element and finite volume methods for partial differential equations“. In: *Handbook of materials modeling*. Springer, 2005, S. 2415–2446.
- [86] H. H. Pennes. „Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm“. In: *Journal of applied physiology* 2 (1948), S. 93–122.
- [87] G. A. Peyman u. a. „A fluorescent vesicle system for the measurement of blood velocity in the choroidal vessels“. In: *Ophthalmic surgery and lasers* 27 (1996), S. 459–466.
- [88] R. du Puits. *Theoretische Grundlagen - Mechanismen der Wärmeübertragung*. Fakultät Maschinenbau - Technische Universität Ilmenau, 2003.
- [89] C. Purslow und J. S. Wolffsohn. „Ocular surface temperature: A review“. In: *Eye & contact lens* 31 (2005), S. 117–123.
- [90] J. W. Rohen. *Augenheilkunde in Klinik und Praxis: Anatomie und Embryologie*. Stuttgart, 1977.
- [91] S. Roller. *Vorelsungsskript Numerische Grundlagen: Finite Differenzen, Finite Elemente, Finite Volumen*. Universität Stuttgart. 2005.
- [92] C. Roslan. „Untersuchung des Schädigungsverhaltens von Laserstrahlung auf retinales Gewebe“. Bachelorarbeit. Hochschule Furtwangen, 2014.
- [93] M. S. Roy. *Normal values in ophthalmology* - <http://www.eophtha.com>. 2012.
- [94] S. Bogatscher & N. Heussner und W. Stork. „Considering laser modulation for classification of scanning laser devices“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014.
- [95] V. Schild. „Entwurf eines helligkeitsoptimierten Laserprojektors“. Diplomarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2015.
- [96] L. Schmetterer und J. W. Kiel. *Ocular Blood Flow*. Springer, 2012.

-
- [97] K. Schulmeister u. a. „Ex vivo and computer model study on retinal thermal laser-induced damage in the visible wavelength range“. In: *Journal of Biomedical Optics* 13.5 (2008), S. 540381–5403813.
- [98] J. Scott. „A finite element model of heat transport in the human eye“. In: *Physics in Medicine and Biology* 33 (1988), S. 227–241.
- [99] L. Shinohara u. a. „A coherent laser Doppler wind profiler for the active control of wind turbines“. In: *Proc. SPIE 8235, Solid State Lasers XXI: Technology and Devices*. 2012.
- [100] L. Shinohara u. a. „A simulation environment for assisting system design of coherent laser doppler wind sensor for active wind turbine pitch control“. In: *Proc. SPIE. 8789, Modeling Aspects in Optical Metrology IV*. 2013.
- [101] L. Shinohara u. a. „Optical system design and experimental evaluation of a coherent Doppler wind Lidar system for the predictive control of wind turbine“. In: *Optical Review* 21(5) (2014), S. 698–704.
- [102] L. Shinohara u. a. „System Design of a Coherent Laser Doppler Wind Profiler for the Predictive Control of Wind Turbine System (WTS)“. In: *9th International Conference on Optics-photonics Design & Fabrication*. 2014.
- [103] S. Silbernagl und A. Despopoulos. *Taschenatlas der Physiologie* 7. Auflage. Thieme, 2007.
- [104] D. Sitzenstuhl. „Entwurf eines Particle Image Velocimetry Systems zur Windgeschwindigkeitsmessung“. Bachelorarbeit. Karlsruher Institut für Technologie, 2011.
- [105] M. Sohrab u. a. „A pilot study of morphometric analysis of choroidal vasculature in vivo, using en face optical coherence tomography“. In: *PloS one* 7 (2012), S. 1–11.
- [106] C. Spraul u. a. „Morphometric changes of the choriocapillaris and the choroidal vasculature in eyes with advanced glaucomatous changes“. In: *Vision research* 42 (2002), S. 923–932.
- [107] A. Stolzenberg. „Quantitative Reproduzierbarkeit des vorderen Kammerwinkels mittels einer 20 MHz Sonde an gesunden Augen“. Diss. Universitätsklinik der Ruhr - Universität Bochum, 2006.

Literatur

- [108] W. Tasman und E. Jaeger, Hrsg. *Duane's Clinical Ophthalmology*. Lippincott Williams & Wilkins, 2004.
- [109] C. Thompson u. a. „Melanin granule model for laser-induced thermal damage in the retina“. In: *Bulletin of Mathematical Biology* 58.3 (1996), S. 513–553.
- [110] B. Tillmann. *Atlas der Anatomie*. Berlin Heidelberg: Springer Verlag, 2005.
- [111] P. A. Tipler. *Physik*. 3. korrigierter Nachdruck. Spektrum Akademischer Verlag Heidelberg - Berlin - Oxford, 2000.
- [112] Y. Varshni. „Temperature dependence of the energy gap in semiconductors“. In: *Physica* 34.1 (1967), S. 149–154.
- [113] K. Weinberg. *Vorlesungsskript FEM 1*. Technische Universität Berlin. 2006.
- [114] J. Welch u. a. „Significance of Blood Flow in Calculations of Temperature in Laser Irradiated Tissue“. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 27.3 (1980), S. 164–166.
- [115] C. N. Wilson. „A Fully Customizable Anatomically Correct Model of the Crystalline Lens“. Diss. Department of Physics, Faculty of Science, University of Ottawa, 2011.
- [116] C. Wirtz. „Reproduzierbarkeit der Flickerantwort retinaler Gefäße bei gesunden Probanden“. Diss. Augenklinik und Poliklinik der Technischen Universität München Klinikum rechts der Isar, 2009.
- [117] F. Wosnitza und H. G. Hilgers. *Energieeffizienz und Energiemanagement: ein Überblick heutiger Möglichkeiten und Notwendigkeiten*. Springer-Verlag, 2012.
- [118] J. A. Zuclich u. a. „Variation of laser induced retinal-damage threshold with retinal image size“. In: *Journal of Laser Applications* 12 (2000), S. 74–80.

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter der Arbeitsgruppe "Medizinische Informationstechnik" am FZI Forschungszentrum Informatik Karlsruhe bzw. der Arbeitsgruppe „Optik und Mikrosystemtechnik“ am Institut für Technik der Informationsverarbeitung des Karlsruher Instituts für Technologie. Beide Arbeitsgruppen stehen unter der Leitung von Prof. Dr. rer. nat. Wilhelm Stork, dem ich für die Möglichkeit danken möchte, in einem sehr freien Arbeitsumfeld eigene Ansätze zu verfolgen und für die Freiräume zum Verfassen meiner Dissertation. Bedanken möchte ich mich auch bei Prof. Dr. med. Martin Spitzer von der Universität Tübingen für die Übernahme des Korreferats sowie die fruchtbare und angenehme Kooperation in den vergangenen Jahren.

Allen meinen Kollegen schulde ich besonderen Dank für die fachliche und moralische Unterstützung, die ein wichtiger Baustein auf dem Weg zur Promotion war. Insbesondere möchte ich an dieser Stelle Harsha Umesh Babu sowie Siegwart Bogatscher erwähnen, die immer für Diskussionen bereit standen und deren Input stets hilfreich war.

Der größte Dank gilt schließlich meiner Familie und meinen Freunden für die stete Unterstützung und den starken Rückhalt.

Karlsruhe im Juli 2015

Nico Heußner