

Physiologische Optik

von

Roman Liedl, Norbert Netzer

Universität Innsbruck

© copyright by Roman Liedl und Norbert Netzer

Jene elektromagnetische Strahlung, welche beim Prozess des Sehens zur visuellen Wahrnehmung führt, heisst Licht. Die Verarbeitung des Lichtes beim Sehen erfolgt in zwei Stufen. Zuerst wird durch die optische Funktion des Auges auf der Netzhaut ein zweidimensionales Abbild der dreidimensionalen Aussenwelt erzeugt (davon handelt der vorliegende Artikel). In der Netzhaut wird sodann die visuelle Information von Nervenzellen übernommen und im Gehirn weiter aufbereitet, sodass sie schliesslich als Grundlage des visuellen Bewusstseins dienen kann. Das Phänomen des Bewusstseins selbst ist allerdings auch heute noch ein Rätsel, welches sich jeder naturwissenschaftlichen Erklärung widersetzt.

Weil das menschliche Auge und eine Digitalkamera sehr viele gemeinsame Aspekte haben und beide für den Informatiker von Interesse sind, haben wir uns nicht nur auf das Auge allein beschränkt, sondern da, wo es leicht möglich und sinnvoll ist, auch auf die Kamera Bezug genommen. Gewisse Wiederholungen sollen der einfacheren und ausschnittweisen Lesbarkeit dienen.

Digitalkamera und menschliches Auge

Sowohl das menschliche Auge als auch die Digitalkamera nehmen mit Hilfe von Licht Informationen aus der Umwelt auf und verarbeiten diese (Abb. 1).

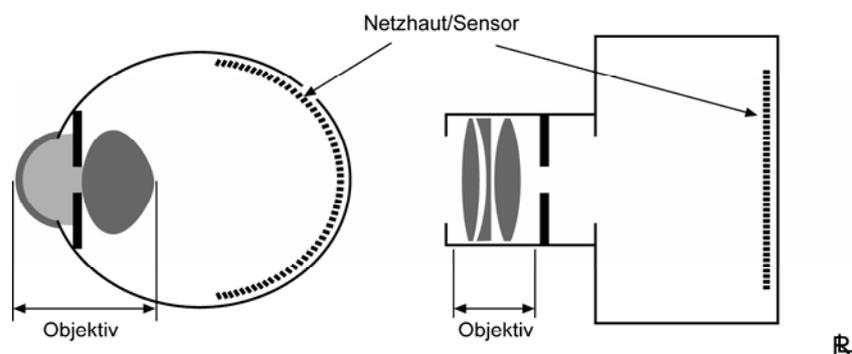


Abb. 1 Vergleich Auge mit Digitalkamera

Dem Kamera-Zoom-Objektiv (ein ausgeklügeltes Linsensystem variabler Brennweite) entspricht beim Auge die Kombination von Hornhaut, Kammerwasser und Auglinse (als variables Element).

Die veränderliche Blende der Kamera hat beim Auge ihr Pendant in der Iris (mit der im Durchmesser veränderlichen Pupille als Durchtrittsloch).

Dem Sensor-Chip der Kamera entspricht beim Auge die Netzhaut, wobei den regelmässig angeordneten elementaren Bildpunkten (Pixeln) die unregelmässig verteilten Photorezeptoren (Zapfen und Stäbchen) zuzuordnen sind (Abb. 2).

2 Physiologische Optik

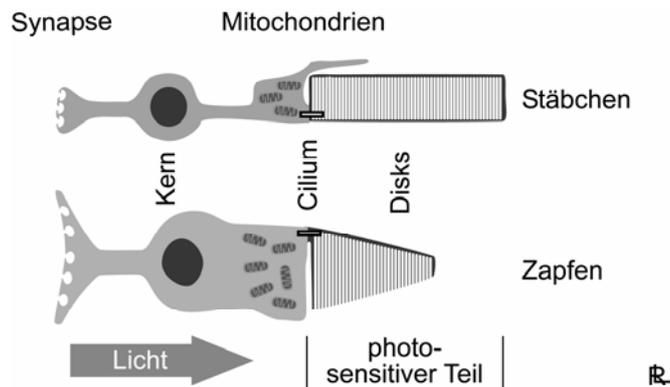


Abb. 2 Stäbchen und Zapfen

Die Informationskompression erfolgt beim Menschen teilweise schon in der Netzhaut, welche zusammen mit dem Gehirn eine physiologische Einheit bildet (Abb. 3).

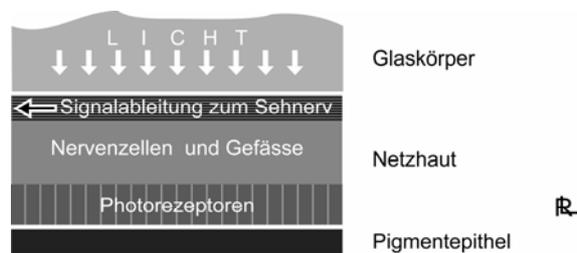


Abb. 3 Netzhaut als Sensor

Durch die Entwicklung von Netzhautchips für Blinde wird die Analogie Auge-Kamera noch deutlicher, und für die Informatik ergibt diese Schiene ein weites zukünftiges Betätigungsfeld. Bei der Erforschung der Verarbeitung optischer Informationen im Gehirn befruchten sich Physiologie und Informatik gegenseitig. Schliesslich wollen wir auf die Entsprechung von Objektivverschluss und Augenlidern hinweisen.

Optische Grundlagen

Die Reflexion

Bei der Reflexion kommt das bekannte (nicht nur in der Optik gültige) Reflexionsgesetz zum Tragen:
Einfallswinkel α = Ausfallswinkel α'

Die Winkel α und α' werden dabei zum Lot auf die reflektierende Fläche gemessen (Abb. 4).

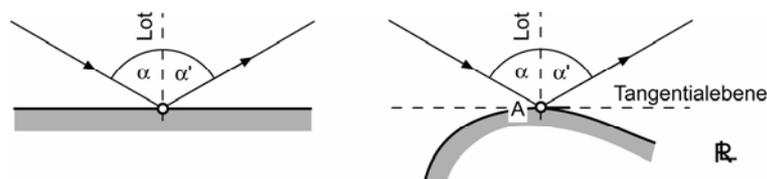


Abb. 4 Reflexionsgesetz

Bei der Reflexion an gekrümmten Flächen ist das Lot auf die Tangentialebene im Auftreffpunkt A gemeint.

3 Physiologische Optik

Die Brechung

Als *Brechungsindex* (*Brechzahl*) eines optischen Mediums (Luft, Glas, Wasser, Kunststoff, biologische Substrate, ...) bezeichnet man den Quotienten

$$n = \frac{\text{Geschwindigkeit des Lichtes im Vakuum}}{\text{Geschwindigkeit des Lichtes im Medium}}$$

Beispiele für Brechungsindizes:

| | |
|--------------|-------------------|
| Vakuum | $n = 1$ |
| Luft | $n = 1.0002271$ |
| Wasser | $n = 4/3 = 1,33$ |
| Äthylalkohol | $n = 1.362$ |
| Quarzglas | $n = 1.45$ |
| Plexiglas | $n = 1.49$ |
| Kronglas | $n = 1.50 - 1.62$ |
| Flintglas | $n = 1.57 - 1.75$ |
| Diamant | $n = 2.417$ |

Dies bedeutet also, dass das Licht in der Luft gleich schnell wie im Vakuum, hingegen in Diamant 2.417 mal langsamer als im Vakuum ist.

Brechzahlen von Zellbestandteilen

| | |
|-------------------------------|---------------------|
| Zytoplasma (Zellflüssigkeit) | $n = 1.358 - 1.374$ |
| Mitochondria (Zellorganellen) | $n = 1.40 - 1.42$ |
| Lipide (Fette) | $n \approx 1.48$ |
| Proteine (Eiweiss) | $n \approx 1,50$ |
| Melanin (dunkler Farbstoff) | $n \approx 1.7$ |

Medien mit hohem Brechungsindex werden als *optisch dicht*, Medien mit einem niedrigen Brechungsindex als *optisch dünn* bezeichnet.

Der Brechungsindex hängt nicht nur vom Material, sondern auch geringfügig von der Wellenlänge des Lichtes ab. Bei genaueren Beschreibungen eines optischen Systems muss daher der Brechungsindex der beteiligten Materialien für alle Wellenlängen angegeben werden (siehe Farbfehler und Dispersion).

Ein Lichtstrahl erfährt eine Ablenkung (*Brechung engl.: refraction*), wenn er durch die Trennfläche zweier optischer Medien mit unterschiedlichem Brechungsindex tritt.

Das *Snellius'sche Brechungsgesetz* beschreibt die Brechung quantitativ (Abb. 5):

$$n_1 \cdot \sin(\alpha_1) = n_2 \cdot \sin(\alpha_2).$$

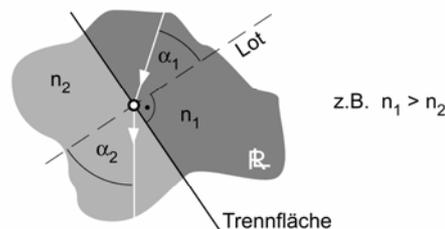


Abb. 5 Snellius'sches Brechungsgesetz

4 Physiologische Optik

Dabei bedeutet α_1 den Winkel zwischen dem Lot zur (ebenen) Trennfläche und dem einfallenden Strahl und α_2 den Winkel zwischen dem Lot und dem ausgehenden Strahl. Der Brechungsindex des ersten Mediums ist mit n_1 und der des zweiten mit n_2 bezeichnet.

Beachte: Der Weg des Lichtstrahles ist bei der Brechung umkehrbar, das heisst, die Pfeile können auch in die entgegengesetzte Richtung zeigen und die Zeichnung bleibt richtig. Dasselbe gilt für die Reflexion. Beispiel (Abb. 6):

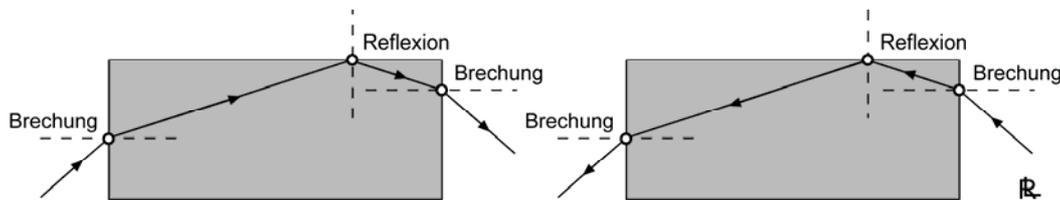


Abb. 6 Umkehrbarkeit des Lichtweges

Merkregel: Im optisch dichteren Medium (dh. da, wo der Brechungsindex grösser ist) bildet der Strahl mit dem Lot den kleineren Winkel.

Vereinfachte Rechnung: Ist ein Winkel α kleiner als $6^\circ = 0,08726$ rad, so kann man in vielen Rechnungen näherungsweise

$$\alpha \approx \sin(\alpha) \approx \tan(\alpha) \quad (\alpha \text{ in rad})$$

setzen. So ist z.B. $\sin(0,08726) = 0,08715$ und $\tan(0,08726) = 0,08748$.

Die Brechung an gekrümmten Trennflächen

Um die Brechung eines Lichtstrahls an einer gekrümmten Trennfläche F zu ermitteln, ersetzt man am Durchstosspunkt P des Lichtstrahls die Trennfläche durch ihre Tangentialebene und wendet wieder das Snelliussche Brechungsgesetz an (Abb. 7).

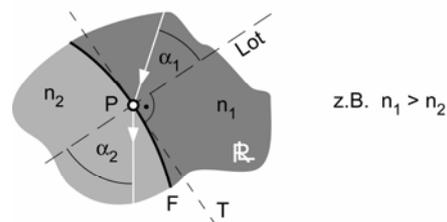


Abb. 7 Brechung an gekrümmten Flächen

An gekrümmten *sphärischen* Trennflächen (Teile von Kugelflächen) kommt es zu *Linseneffekten*, bei welchen Licht entweder gesammelt (Abb. 8) oder zerstreut wird.

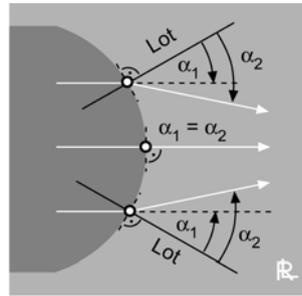


Abb. 8 Linsenwirkung

Beispiele: Das jeweils linke Medium hat den Brechungsindex n_1 und das rechte n_2 (Abb. 9).

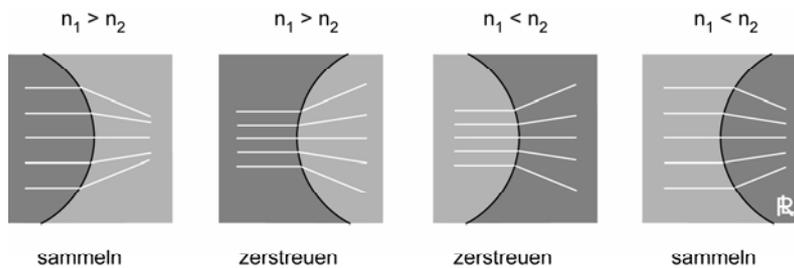


Abb. 9 Sammlung und Zerstreuung

Linsen

Linsen sind an zwei Seiten (Vorderseite = Strahleintrittseite, Hinterseite = Strahlaustrittseite) begrenzte optische Medien. Man unterscheidet (der Funktion nach) *Sammellinsen* und *Zerstreuungslinsen*. Der Form nach unterscheidet man zwischen *bikonvexen*, *plankonvexen*, *konvexkonvexen*, *bikonkaven* und *plankonkaven* Linsen (Abb. 10).

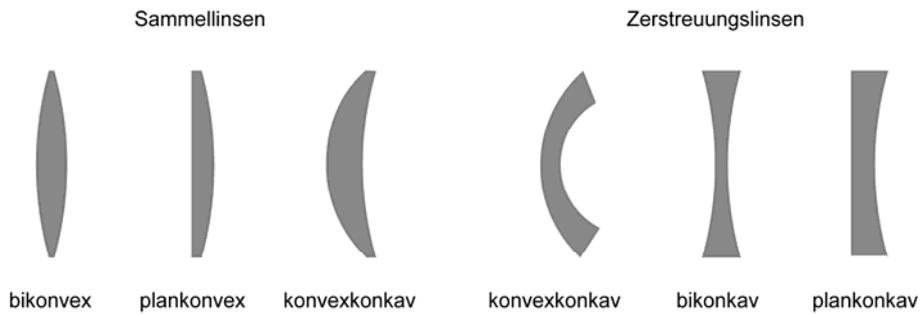


Abb. 10 Linsenformen

Merkregel: Linsen mit zwei konvexen Flächen (bikonvex) sind (von Luft umgeben) sammelnd, solche mit zwei konkaven Flächen (bikonkav) sind (von Luft umgeben) zerstreud (Abb. 11).

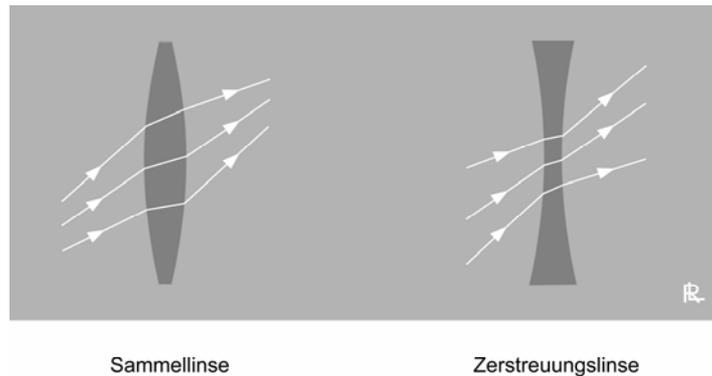


Abb. 11 Standardbeispiele

Brennpunkte

Linsen und Linsensysteme haben auf jeder Seite einen *Brennpunkt (Focus)* (Abb. 12). Parallel zur optischen Achse einfallende Lichtstrahlen beim Brennpunkt auf der Hinterseite der Linse gesammelt (*reeller Brennpunkt F*) oder vom Brennpunkt auf der Vorderseite der Linse aus zerstreut (*virtueller Brennpunkt F'*).

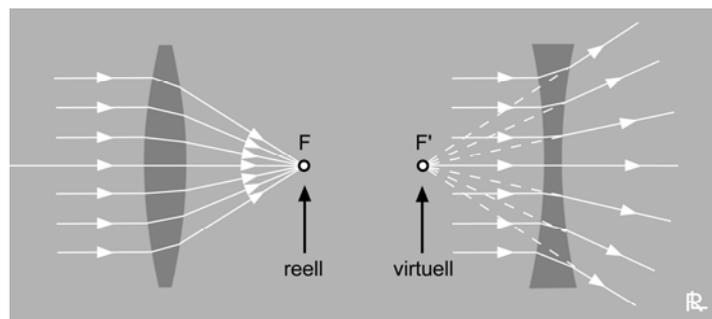


Abb. 12 Brennpunkte

Brennweite

Die *Brennweite f* einer (dünnen) Linse ist der Abstand der Brennpunkte vom Linsenmittelpunkt M, welcher für beide Brennpunkte derselbe ist.

Bei dickeren Linsen und Linsensystemen braucht man eine kompliziertere Definition der Brennweite, und die beiden Brennweiten können voneinander verschiedene Werte annehmen.

Falls aber eine dünne sphärische Sammellinse mit zwei gleichen Kugelradien r und dem Brechungsindex $n = 1.5$ vorliegt, so kann man sich als Anhaltswert merken, dass dann $f = r$ exakt gilt (Abb. 13).

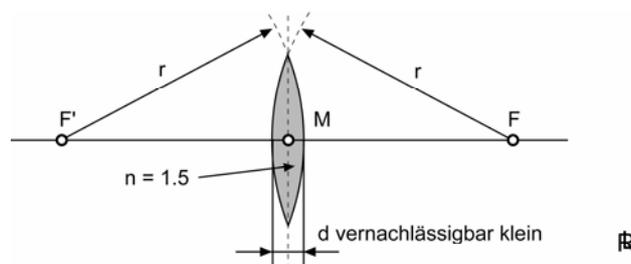


Abb. 13 Spezialfall einer Brennweite

Die Brennweiten einer *Kugelfläche* (*sphärische Fläche*), welche zwei optische Medien voneinander trennt, werden nach den Formeln

$$f' = n_1 \cdot r / (n_2 - n_1) \quad \text{und} \quad f = n_2 \cdot r / (n_2 - n_1)$$

berechnet (Abb. 14).

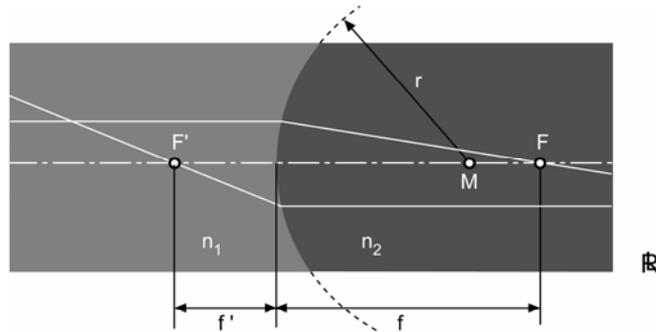


Abb. 14 Brennweiten einer Kugelfläche

Zylinderlinsen

Zylinderlinsen sind nicht rotationssymmetrisch, sondern zylindrisch (Abb. 15). D.h. sie entstehen nicht durch die Rotation einer Kurve um eine Achse, sondern durch die Translation einer Kurve längs einer Geraden. Es gibt zylindrische Sammellinsen und zylindrische Zerstreuungslinsen. An die Stelle eines Brennpunktes tritt bei Zylinderlinsen eine *Brenngerade*.

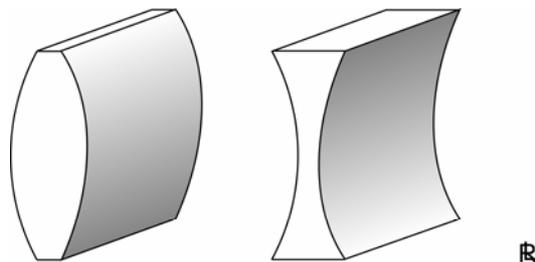


Abb. 15 Zylinderlinsen

Will man den Effekt von Zylinderlinsen mit dem von rotationssymmetrischen Linsen kombinieren, so wählt man als Begrenzungsflächen Teile eines *Torus* (Abb. 16).

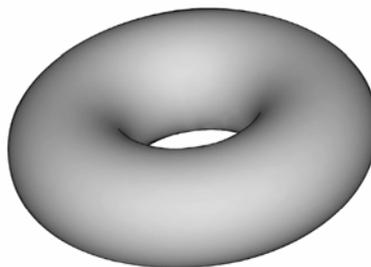


Abb. 16 Torus

Man spricht dann von *torischen Linsen*. Torische Linsen werden verwendet, um einen Astigmatismus \uparrow zu korrigieren.

Dünne parallel begrenzte Linsen

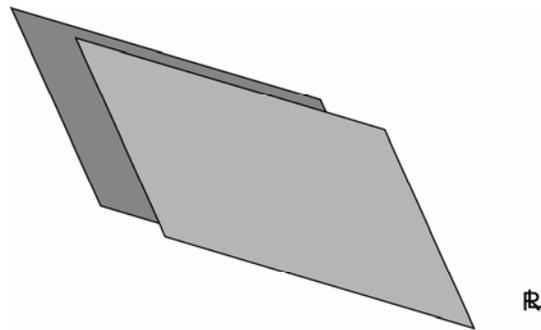


Abb. 17 parallele Ebenen

In Verallgemeinerung der Situation zweier zueinander paralleler Ebenen (Abb. 17) heißen zwei Flächen ganz allgemein *zueinander parallel*, wenn die Flächennormalen der einen Fläche gleichzeitig die Flächennormalen der anderen Fläche sind (Abb. 18).

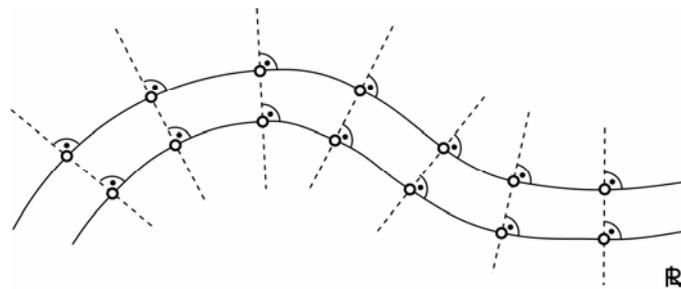


Abb. 18 parallele Flächen

Als weiteres Beispiel führen wir zwei konzentrische Kugelflächen (Abb. 19) an.

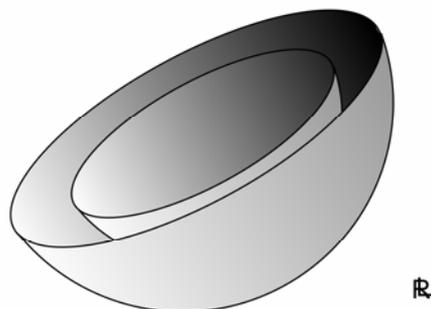


Abb. 19 parallele Kugelflächen

Ist ein optisches Medium von zwei zueinander parallelen Flächen, welche einen geringen Abstand zueinander haben, begrenzt, so sprechen wir von einer *dünnen parallel begrenzten Linse* (Abb. 20). Als Beispiel führen wir eine Fensterscheibe und die Tränenflüssigkeit auf der Hornhaut (Cornea) an. Es ist nun wesentlich zu wissen, dass solche Linsen in ihrer Brechungs-Wirkung i.A. vernachlässigt werden können.

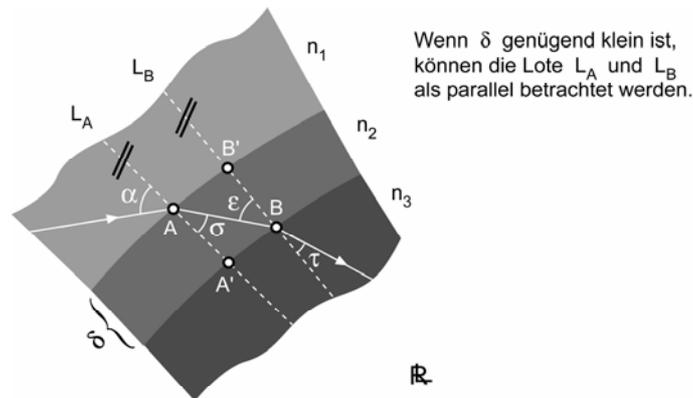


Abb. 20 dünne parallel begrenzte Linsen

Um dies einzusehen, nehmen wir an, dass ein Lichtstrahl, von einem optischen Medium mit Brechungsindex n_1 kommend, in einem Punkt A in eine dünne parallel begrenzte Linse mit Brechungsindex n_2 geht. Der Winkel des eingehenden Strahls zum Lot L_A im Punkt A sei gleich α und der Winkel des ausgehenden Strahls zum Lot L_A im Punkt A sei gleich σ . Sodann geht der Strahl durch die Linse und trifft im Punkt B auf die andere Begrenzungsfläche der Linse. Der Winkel des eingehenden Strahls zum Lot L_B im Punkt B sei gleich ϵ und der Winkel des ausgehenden Strahls zum Lot L_B im Punkt B sei gleich τ .

Nach dem Snelliusschen Brechungsgesetz gilt

$$\sin(\alpha)/\sin(\sigma) = n_2/n_1 \quad \text{und} \quad \sin(\epsilon)/\sin(\tau) = n_3/n_2.$$

Das Lot L_A tritt in einem Punkt A' (wegen der Parallelität der Linse ebenfalls als Lot) durch die zweite Begrenzungsfläche der Linse und das Lot L_B tritt in einem Punkt B' (wegen der Parallelität der Linse ebenfalls als Lot) durch die erste Begrenzungsfläche der Linse. Da die Linse dünn ist, liegen die Punkte A und B nahe beieinander, und daher sind die Lote L_A und L_B zueinander nahezu parallel. Somit ist $AA'BB'$ nahezu ein Rechteck und daraus folgt, dass der Winkel σ nahezu gleich dem Winkel ϵ ist.

Wir können daher rechnen

$$\sin(\alpha)/\sin(\tau) = (\sin(\alpha)/\sin(\sigma)) \cdot (\sin(\sigma)/\sin(\tau)) = (\sin(\alpha)/\sin(\sigma)) \cdot (\sin(\epsilon)/\sin(\tau)) = n_2/n_1 \cdot n_3/n_2 = n_3/n_1.$$

Dies bedeutet, dass das Verhältnis

$\sin(\alpha)/\sin(\tau) = n_3/n_1$ (unabhängig vom Brechungsindex n_2 der Linse) das gleiche ist, wie es sich auch ohne Zwischenschalten der Linse ergibt.

Eine Fensterscheibe und die Tränenflüssigkeit auf der Hornhaut treten somit (bis auf eine kleine parallele Strahlversetzung) durch die Brechung nicht in Erscheinung.

Im Falle, dass die parallelen Grenzflächen Ebenen sind (Fensterscheibe), hat die Brechung exakt nur eine parallele Strahlversetzung zur Folge – egal wie dick die Linse ist. Daher können wir optisch ungestört durch ein Fensterglas schauen und laufen aber auch ungewarnt gegen eine Glastür.

Falls die Tränenflüssigkeit auf der Hornhaut über ein gewisses Mass zunimmt, ist die geringe Dicke und die Parallelität ihrer Grenzflächen nicht mehr gegeben und wir bemerken eine Verzerrung und Unschärfe des von der Umwelt aufgenommenen Bildes.

Parallele Strahlenbündel



Abb. 21 weit entfernter leuchtender Punkt

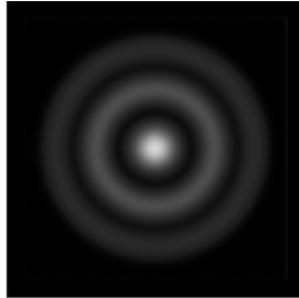


Abb. 24 Beugungsscheibchen

Diese Erscheinung wird besonders prominent, wenn die Sammellinse einen kleinen Durchmesser hat oder wenn sich direkt vor der Linse eine kreisförmige Blende von kleinem Durchmesser befindet. Ausserdem ist der Durchmesser des Beugungsscheibchens direkt proportional zur Wellenlänge des Lichtes.

Ist D der Durchmesser der Blende (bzw. der Linse) und bezeichnet f die Brennweite der Linse, so gilt für den Durchmesser δ des Beugungsscheibchens und für Licht der Wellenlänge λ die Formel

$$\delta = 2,44 \cdot \lambda / D \text{ in Radian}$$

bzw. für das Beugungsscheibchen in der Brennebene ε

$$\delta_0 = 2,44 \cdot f \cdot \lambda / D \text{ [Längeneinheit, mit der } \lambda \text{ und } D \text{ und } f \text{ gemessen werden].}$$

Sehr interessant und wichtig ist die Entdeckung von Jacques Babinet (1794-1872) bezüglich komplementärer Blenden (bei ihnen sind Öffnungen und undurchsichtige Teile vertauscht). Sie besagt, dass die (von genügend weit von der Blende entfernten) Beugungsbilder von komplementären Blenden übereinstimmen¹. So erzeugen also ein Spalt und ein gleich dicker Draht dieselben Beugungstreifen.

Aus der Formel lesen wir ab:

1. Das Beugungsscheibchen ist um so grösser, je grösser die Wellenlänge des Lichtes ist.
2. Das Beugungsscheibchen ist um so grösser, je kleiner der Durchmesser der Blende ist.

Leider werden also die Beugungserscheinungen durch immer kleiner werdende Dimensionen (z.B. bei optischen Speichermedien) unaufhaltsam grösser. Will man trotzdem die Beugungserscheinungen gering halten, so muss man kurzwelliges blaues oder UV-Licht zum Einsatz bringen.

Linsenfehler (Abbildungsfehler)

Linsen und Linsensysteme sind im Allgemeinen nicht in der Lage, die an sie gestellten Anforderungen ideal zu erfüllen. In der Vor-Computerzeit entwickelte man eine Reihe von relativ einfach zu berechnenden Kenngrössen (Abbildungsfehler), welche die Missfunktionen quantitativ beschreiben sollen. Heute werden sehr rechenintensive und bezüglich der Abbildungsfehler eher okkulte Simulations-Methoden verwendet, um Linsen und Linsensysteme zu optimieren. Grundsätzlich kann man zwischen Abbildungsmängeln unterscheiden, welche schon bei monochromatischem Licht auftreten (*geometrische Fehler*), und solchen, welche sich durch mangelhafte Koordination des Managements verschiedener Wellenlängen ergeben (*Farbfehler*). Diese Farbfehler sind es, welche beim menschlichen Auge prominent in Erscheinung treten. Rotes Licht (grosse Wellenlängen) wird weniger stark gebrochen und somit an Orten hinter der Netzhaut gesammelt. Blaues Licht (kleine Wellenlängen) wird stärker gebrochen und daher vor der Netzhaut gesammelt. Das Auge ist für mittlere Wellenlängen optimiert. Rot leuchtende Displays können speziell von älteren Menschen oft nur unscharf wahrgenommen werden.

Die klassischen Abbildungsfehler (Aberrationen)

Man kann sie grob in 5 Gruppen unterteilen:

1. Öffnungsfehler (=sphärische Aberration)

Sphärische Linsen haben Kugelflächen (Sphären) als brechende Flächen. Es handelt sich dabei meistens um Glaslinsen, welche herstellungsbedingt sphärisch gewählt werden.

Bei einer sphärischen Linse werden achsenparallele randnahe Strahlen stärker gebrochen als diejenigen, die achsennahe durch die Linse gehen (Abb. 25). Nur achsennahe Strahlen werden im Brennpunkt gesammelt.

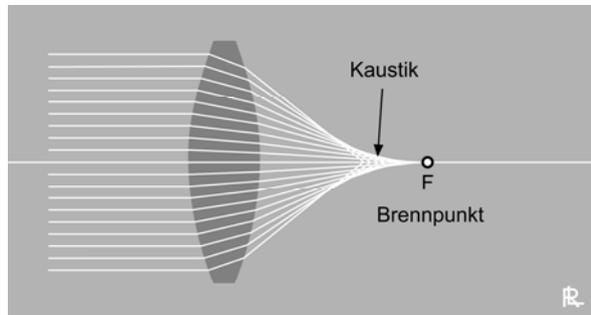


Abb. 25 Brennpunkt und Kaustik

So kommt es zur Ausbildung von sog. *Kaustiken* als Einhüllende der Lichtstrahlen. Dabei ergeben verschiedene Linsenzonen unterschiedlich grosse kreisrunde konzentrische Zerstreungsbilder (nicht Beugungsbilder!) eines achsenparallel einfallenden Strahlenbündels.

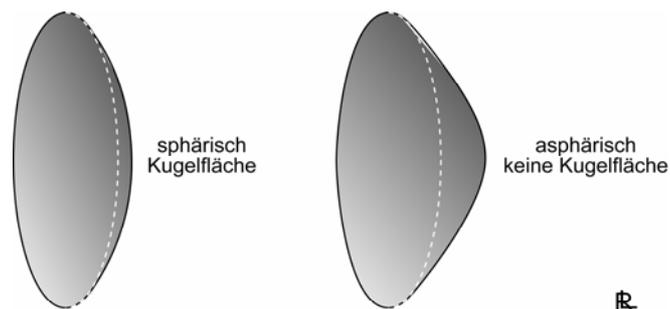


Abb. 26 sphärische und asphärische Rotationsflächen

Asphärische (rotationsflächige) Linsen haben keine Kugelflächen als brechende Flächen (Abb. 26). Sie werden oft aus Kunststoff gefertigt. Die in der belebten Natur vorkommenden linsenartigen Strukturen sind fast immer asphärisch.

Künstlich gefertigte asphärische Linsen können so berechnet werden, dass sich achsenparallel einfallendes Licht (einer bestimmten Wellenlänge) exakt in einem Brennpunkt sammelt (Abb. 27).

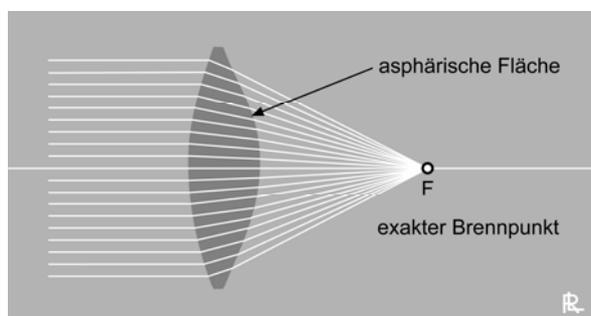


Abb. 27 asphärische Linse, welche exakt sammelt

2. Die *Koma* bei nichtachsenparallelen (Abb. 28) Strahlen (kometenschweifähnliche Bilder von schräg einfallenden parallelen Strahlenbündeln) entspricht dem Öffnungsfehler bei achsenparallelen Strahlen.

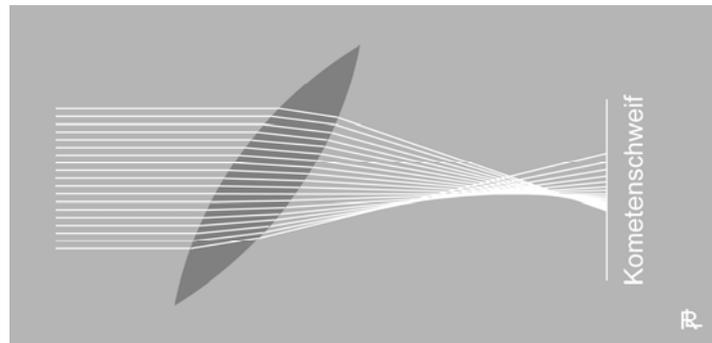


Abb. 28 *schräger Lichteinfall*

Der Kometenschweif kann bei Linsensystemen die sonderlichsten Formen (Abb. 29) annehmen, und ein Ziel der optischen Rechnung ist es, seine räumliche Ausdehnung möglichst klein zu halten.

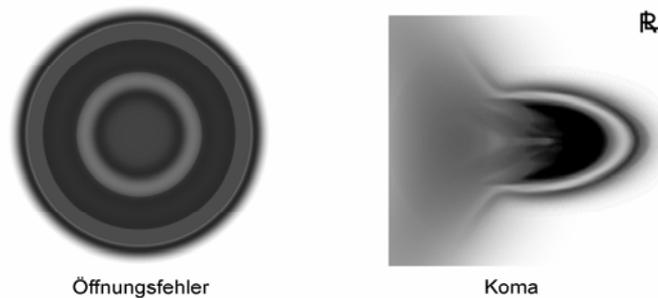


Abb. 29 *Gegenüberstellung von Öffnungsfehler und Koma*

Eine stark mit Koma behaftete Abbildung einer Lochplatte (Abb. 30) ergibt eine radiale Verzerrung, welche in der Mitte am kleinsten ist.

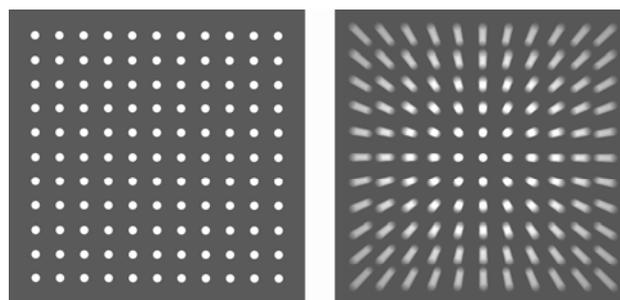


Abb. 30 *Auswirkung der Koma*

3. Verzeichnungen

Die Bilder weichen von der Originalgeometrie (Abb. 31) der Gegenstände ab.

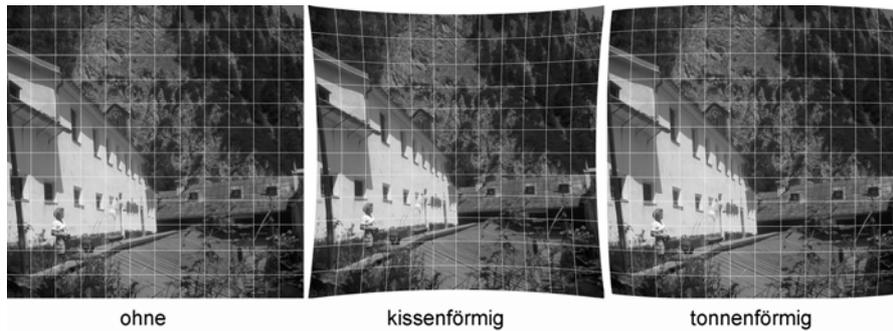


Abb. 31 Verzeichnungen

Portraitphotos, welche mit zu kurzer Brennweite (Weitwinkel) aufgenommen wurden, zeigen eine tonnenförmige Verzeichnung (Abb. 32).



Abb. 32 tonnenförmige Verzeichnung durch Weitwinkelobjektiv

4. *Bildfeldwölbungen* bezeichnen den Abbildungsfehler, bei dem eine achsensenkrechte Gegenstandsebene nicht wieder auf eine achsensenkrechte Bildebene übergeführt wird. Dieser Effekt fällt bei der Abbildung räumlich ausgedehnter Objekte weniger auf. Die Bildfeldwölbung wird hingegen bei der Abbildung von ebenen Objekten (z.B. Photographie von Photos) oft sichtbar, indem entweder deren Bilder im Randbereich oder im Mittenbereich unscharf abgebildet werden (Abb. 33).



Abb. 33 Bildfeldwölbung

5. *Astigmatismus* heisst ein Abbildungsfehler, der sehr oft beim menschlichen Auge auftritt. Die Hornhaut oder die Linse sind dabei nicht rotationssymmetrisch um eine optische Achse. Als ein signifikantes Beispiel dafür denken wir uns die Hornhaut so verformt, als wäre sie einer seitlichen Quetschung ausgesetzt worden. Sie wäre dann nicht mehr sphärisch sondern ellipsoidförmig (Abb. 34), wobei an ihrem Scheitel keine einheitliche Krümmung, sondern zwei „Hauptkrümmungsrichtungen“ U und V zu beobachten wären, in denen die Krümmung (und damit die Brechkraft) maximal bzw. minimal ist.

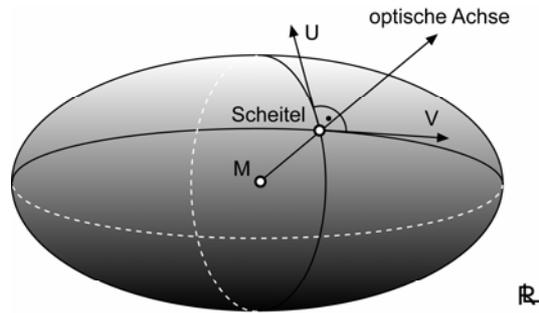


Abb. 34 Ellipsoid

Die Punkte der Gegenstandswelt werden zu Strecken verzerrt und unscharf auf die Netzhaut abgebildet (*Stabsichtigkeit*) (Abb. 35). Die Korrektur erfolgt durch Zylinderlinsen bzw. torische Linsen.

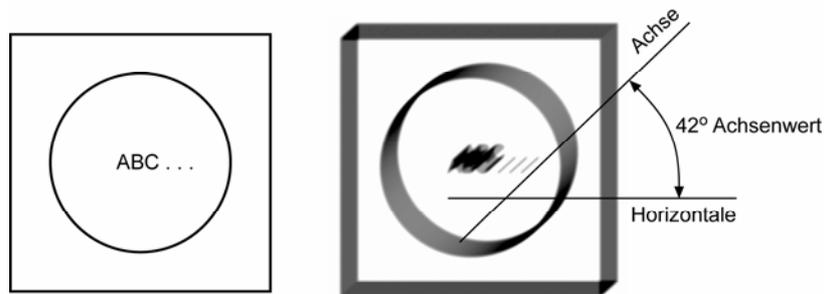


Abb. 35 Astigmatismus und Achsenwert

6. *Farbfehler* treten dadurch auf, dass eine optische Apparatur für verschiedene Wellenlängen wegen der Wellenlängenabhängigkeit der Brechungsindizes verschieden arbeitet. Daher kommt es für jede Wellenlänge zu einem eigenen (mehr oder weniger scharfen) Bild und diese Bilder sind nicht deckungsgleich. Es entstehen durch Überlagerung Gesamtbilder mit unscharfen Konturen und farbigen Säumen. Gewollt ist der Effekt beim Dispersionsprisma (Abb. 36), welches der Zerlegung des Lichtes in seine verschiedenen Wellenlängen (Darstellung des Spektrums) dient.

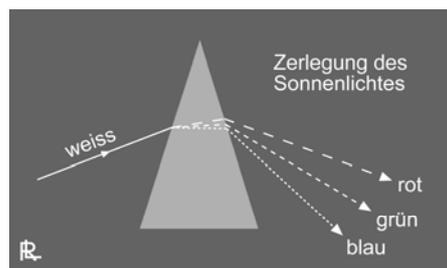


Abb. 36 Dispersionsprisma

Der Sehwinkel und die Grösse des Netzhautbildes eines weit entfernten Gegenstandes

Bezeichne G die Grösse des Gegenstandes und B die Grösse des Netzhautbildes. Die Brennweite sei f und die Entfernung des Gegenstandes vom Auge sei g , wobei $f \ll g$. Weiters sei α der sogenannte Sehwinkel. Aus der Skizze (Abb. 37) lesen wir die Proportion

$$G : g = B : f = \tan(\alpha) \approx \alpha \text{ im Bogenmass, falls } \alpha \text{ klein ist,}$$

ab.

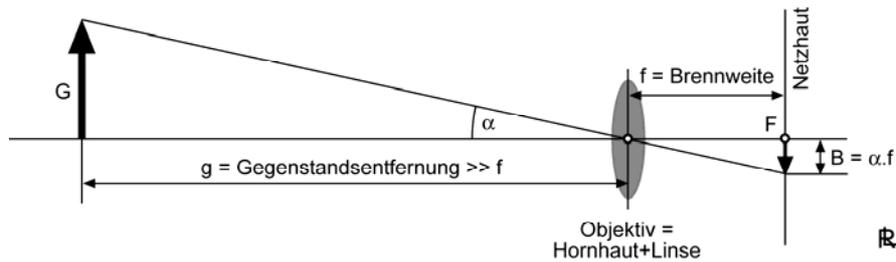


Abb. 37 Netzhautbild und Sehwinkel

Daher folgt

$$B = \tan(\alpha) \cdot f \approx \alpha \cdot f$$

Dieselben Beziehungen gelten übrigens auch für eine Fotokamera, bei der die Netzhaut durch einen Film (Analogkamera) oder Sensor (Digitalkamera) ersetzt ist.

Für ein weit entferntes Objekt haben wir also

a. beim Auge ($f = \text{const}$):

Die Grösse des Netzhautbildes ist proportional zu $\tan(\alpha) \approx \alpha = \text{Sehwinkel}$.

b. bei der Kamera ($f = \text{variabel}$):

Die Grösse des Sensorbildes ist proportional zu $\tan(\alpha) \approx \alpha = \text{Sehwinkel}$, aber auch proportional zur Brennweite f .

Abbildung von nahen Gegenständen

Bei nahen Gegenständen kann das von einem Gegenstandspunkt ausgehende Licht nicht mehr als paralleles Strahlenbündel betrachtet werden. Es handelt sich vielmehr um ein divergierendes Strahlenbündel, welches nur dann auf die Netzhaut scharf abgebildet werden kann, wenn die Brechkraft der Linse (*Lens oculi*) durch *Akkommodation* erhöht, also ihre Brennweite verkleinert wird. So kommt dann der Brennpunkt F vor die Netzhaut zu liegen.

Um die Verhältnisse quantitativ beschreiben zu können, leiten wir die *Linsengleichung* her (Abb. 38).

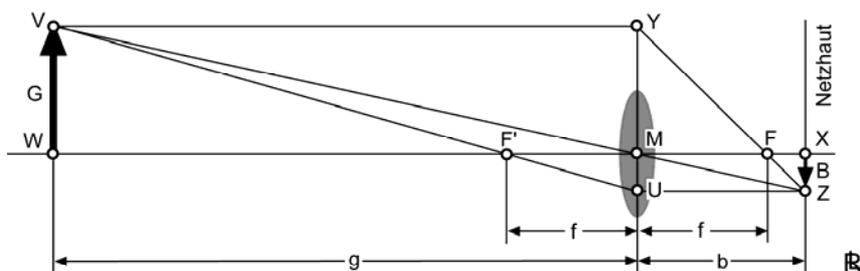


Abb. 38 Linsengleichung

Wir betrachten zwei Lichtstrahlen, welche vom Gegenstandspunkt V aus und zu seinem Bildpunkt Z gehen.

1. Der Strahl $V \rightarrow Y \rightarrow F \rightarrow Z$. Dieser Strahl ist von V nach Y parallel zur optischen Achse und geht daher danach durch den Brennpunkt F nach Z .
2. Der Strahl $V \rightarrow F' \rightarrow U \rightarrow Z$. Dieser Strahl geht von V durch den Brennpunkt F' und wird daher in U parallel zur optischen Achse gebrochen, um dann durch Z zu gehen.

Nun wenden wir zweimal den geometrischen Strahlensatz an:

Mit Zentrum F' ergibt sich: $VW : WF' = MU : MF'$, also $G : (g-f) = B : f$, also $G : B = f : (g-f)$.

Mit Zentrum F ergibt sich: $ZX : XF = MY : MF$, also $B : (b-f) = G : f$, also $G : B = (b-f) : f$.

Somit bekommen wir $f : (g-f) = (b-f) : f$, also $f^2 = (b-f) \cdot (g-f)$, also $0 = bg - fg - fb$, und nach Division durch

bgf erhalten wir die Linsengleichung

$$1/f = 1/b + 1/g.$$

Hier sieht man, dass für sehr grosses g die Gleichung in $1/f = 1/b$, also in $f = b$ übergeht und damit auch der Spezialfall des parallel auffallenden Strahlenbündels durch die Linsengleichung beschrieben wird.

Für $g > f$ erzeugt eine Sammellinse ein *umgekehrtes Bild* des Gegenstandes auf der dem Gegenstand abgewandten Seite der Linse. Dieses kann auf einem Schirm aufgefangen und dort betrachtet werden. Es wird daher als *reell* bezeichnet (Abb. 39).

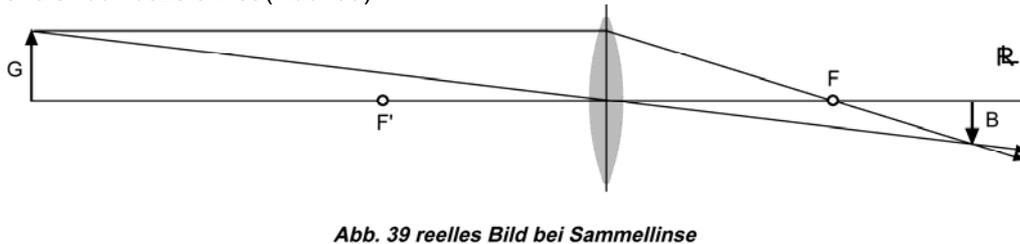


Abb. 39 reelles Bild bei Sammellinse

Eine Zerstreuungslinse erzeugt dagegen für $g > f$ ein sogenanntes *aufrechtes virtuelles Bild* auf der dem Gegenstand zugewandten Seite der Linse. Dieses virtuelle Bild kann betrachtet werden, indem man gegen die Strahlrichtung blickt (Abb. 40).

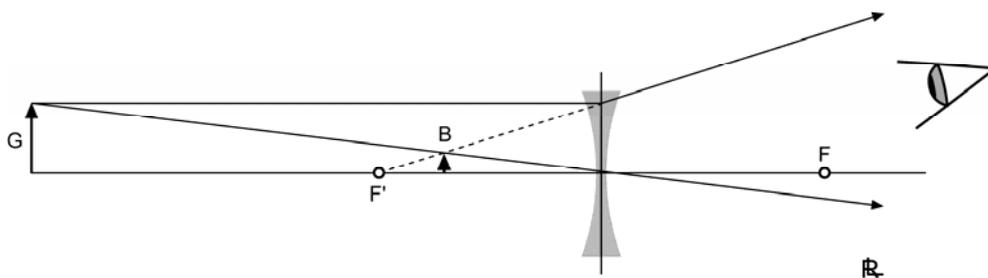


Abb. 40 Virtuelles Bild bei Zerstreuungslinsen

Dicke Linsen

Bei Linsen ab einer gewissen Dicke und überhaupt bei Systemen von brechenden Flächen (z.B. Mehrlinsensystemen) kann man Idealisierungen, welche bei dünnen Linsen möglich sind, mit gewissen Modifikationen ebenfalls verwenden. Man spricht dann von einer sogenannten *dicken Linse*. An die Stelle des Linsenmittelpunktes M der dünnen Linse treten bei der dicken Linse die beiden Hauptpunkte (principal points) H_1 und H_2 und die beiden Knotenpunkte (Nodalpunkte) K_1 und K_2 , welche alle auf der optischen Achse (= Rotationssymmetrieachse) der dicken Linse liegen (Abb. 41).

Wir wollen uns hier auf dicke Sammellinsen beschränken.

Schickt man von der Gegenstandsseite (diejenige Seite der dicken Linse oder des Systems, von der das Licht kommt) ein achsenparalleles Strahlenbündel auf die dicke Linse, so sammelt sich dieses Bild auf der Bildseite der dicken Linse in einem Punkt auf der optischen Achse (geometrische Rotationsachse der dicken Linse), welcher als der bildseitige Brennpunkt F_2 bezeichnet wird. Die Ebene durch F_2 und senkrecht auf die optische Achse heisst die bildseitige Brennebene.

Kommt das achsenparallele Strahlenbündel aber von der Bildseite, so sammelt es sich im sogenannten gegenstandsseitigen Brennpunkt F_1 . Somit sind die Brennpunkte F_2 und F_1 definiert.

Schickt man einen Lichtstrahl (nicht in der optischen Achse) durch den gegenstandsseitigen Brennpunkt F_1 , so verlässt dieser die dicke Linse als ein achsenparalleler Strahl. Durch den Schnittpunkt des einfallenden Strahles mit dem ausgehenden Strahl verläuft senkrecht zur optischen Achse die sog. erste Hauptebene, welche die optische Achse im ersten Hauptpunkt H_1 schneidet. In analoger Weise bekommt man die zweite Hauptebene und den zweiten Hauptpunkt H_2 , indem man einen achsenparallel eintretenden Strahl mit seinem zugehörigen austretenden Strahl (der durch F_2 geht) schneidet.

Auch die Knotenpunkte sind durch spezielle Strahlen definiert: Ist der eingehende Strahl auf den *vorderen Knotenpunkt* K_1 gerichtet, so verlässt der ausgehende Strahl die dicke Linse parallel zum eingehenden Strahl und erscheint als vom *hinteren Knotenpunkt* K_2 ausgehend.

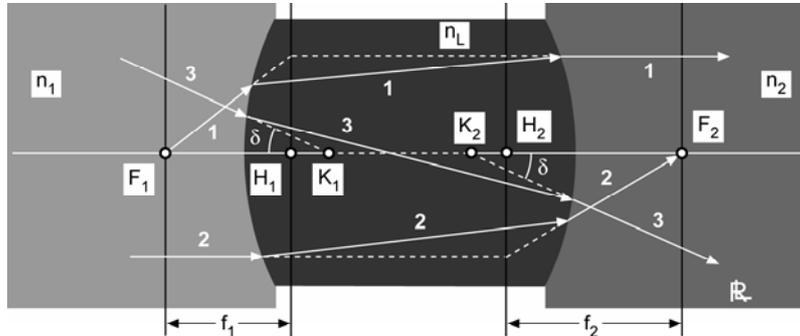


Abb. 41 Kardinalpunkte

Stimmen die Brechungsindizes n_1 und n_2 überein, so gilt $K_1 = H_1$ und $K_2 = H_2$. Dies ist z.B. der Fall, wenn - wie etwa bei einem Photo-Objektiv - Luft das optische Medium vor und hinter der dicken Linse ist.

Brennpunkte, Knotenpunkte und Hauptpunkte zusammen heissen *Kardinalpunkte*.

Die beiden Knotenpunkte des menschlichen Auges² liegen sehr nahe beieinander (0,2 mm) knapp hinter der Augenlinse. Wegen ihrer geringen Distanz voneinander können die beiden Knotenpunkte in vielen Fällen zu einem einzigen Knotenpunkt N (von Nodalpunkt) identifiziert werden, welcher etwa 7mm hinter dem Hornhautscheitel und 16 - 17 mm vor der Netzhaut liegt.

Anstatt die Grösse eines Gegenstandes oder den Abstand von zwei Bildpunkten auf der Netzhaut in Längeneinheiten anzugeben, ist es auch üblich, mit Hilfe dieses einen Knotenpunktes diese Grössen in Winkelgraden zu messen (Abb. 42).

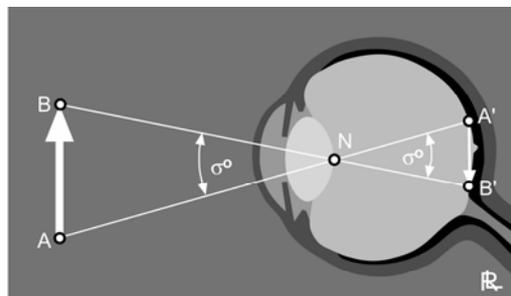


Abb. 42 Grössenangaben auf der Netzhaut in Winkel-Graden

Als Näherungsformel kann man

$$1 \text{ Bogenminute} \sim 16,5 \cdot 2\pi / (360 \cdot 60) \sim 4,8 \mu\text{m} = 4,8 \cdot 10^{-3} \text{ mm} \text{ auf der Netzhaut verwenden.}$$

Der Vollmond ist $29,847' - 34,139'$ gross. Sein Netzhautbild ist daher etwa 0,15 mm.

Panoramabilder

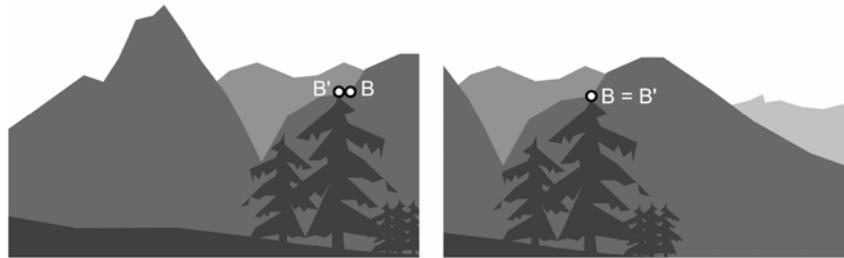


Abb. 43 Die beiden Bilder decken sich nicht über einem gemeinsamen Bereich.

Damit zwei Bilder zu einem Panoramabild zusammengefügt werden können, müssen sie im Überschneidungsbereich deckungsgleich sein. Es dürfen also zwei Gegenstandspunkte G und G' sich nicht in dem einen Bild als zwei Bildpunkte $B \neq B'$ abbilden, während sich ihre Bildpunkte im anderen Bild als nur ein Punkt $B = B'$ überlagern (Abb. 43).

Zwei Gegenstandspunkte G und G' kommen bei der Abbildung durch ein Foto-Objektiv genau dann auf den gleichen Bildpunkt $B = B'$ zu liegen (am Film oder am CCD), wenn die Gerade durch G und G' auch durch den vorderen Knotenpunkt K_1 des Objektivs geht.

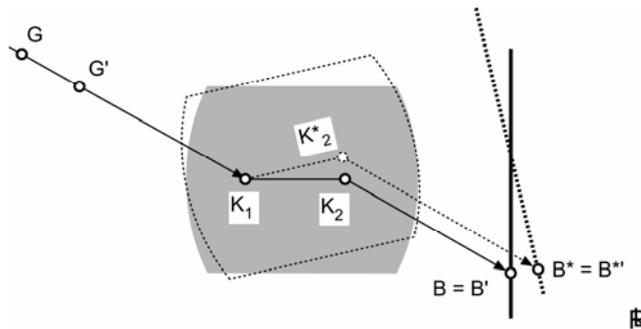


Abb. 44 Drehung der Kamera um den vorderen Knotenpunkt

Dreht man ein Foto-Objektiv + Film um den vorderen Knotenpunkt K_1 , so bleibt die geometrische Lage von G , G' und K_1 erhalten (Abb. 44), und somit gilt auch für die neuen Bildpunkte $B^* = B^{**}$. Daher ist es bei Panorama-Aufnahmen wichtig, die Kamera um den vorderen Knotenpunkt K_1 zu rotieren, damit die einzelnen Bilder dieselben Überdeckungen zeigen und somit zusammenpassen. Diesen Knotenpunkt gewinnt man durch Probieren, bzw. er ist werkseitig angegeben.

Dreidimensionales Sehen

Von den beiden Augen werden wie bei einem Panoramabild ebenfalls zwei Bilder geliefert, welche aber in ihrem Überschneidungsbereich nicht deckungsgleich sind. Diese Ungleichheit wird vom Gehirn genutzt, um das entstehende Panoramabild im Überschneidungsbereich dreidimensional erscheinen zu lassen.

Vergößerung

Wird durch eine optische Vorrichtung die Grösse des Netzhautbildes verändert, so sprechen wir von einer Vergrößerung bzw. Verkleinerung M , welche durch die Vorrichtung bewirkt wird.

Bezeichnet L_V die Grösse des Netzhautbildes bei Verwendung der Vorrichtung und L_O die Grösse des Netzhautbildes ohne Vorrichtung, so definiert man M numerisch als

$$M = L_V / L_O,$$

und da die Netzhautbildgrösse proportional dem Sehwinkel α ist, haben wir (mit analogen Bezeichnungen) auch

$$M = \alpha_V / \alpha_O.$$

Vergößerung durch eine Lupe

Will man einen sehr kleinen Gegenstand betrachten, so bringt man ihn so nahe wie möglich zum Auge. Diese Distanz ist die deutliche Sehweite und wird meistens mit 25 cm angegeben. So wird dann z.B der Pfeil DG_1 unter dem Sehwinkel

$$\delta_1 \approx \tan(\delta_1) = |D, G_1|:25 \quad (|D, G_1| \text{ bezeichnet den Abstand der Punkte } D \text{ und } G_1)$$

gesehen.

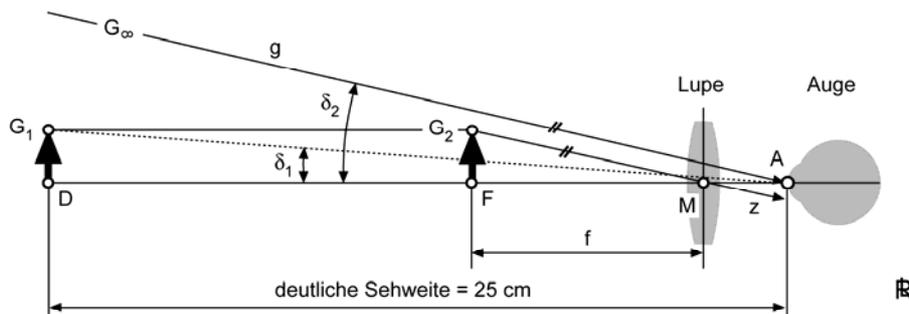


Abb. 45 Prinzip der Lupe

Bringt man eine Lupe (eine Sammellinse) vor das Auge, so kann man den Gegenstand zum Brennpunkt F der Lupe verschieben (Abb. 45). Die von der jetzigen Spitze G_2 des Gegenstandes ausgehenden Strahlen werden durch die Lupe in ein paralleles Strahlenbündel umgewandelt, weil G_2 in der Brennebene der Lupe liegt.

Dieses parallele Strahlenbündel trifft auf das Auge, wie Licht, das von einem unendlich fernen Punkt ausgeht. Den Winkel δ_2 , den das parallele Strahlenbündel mit der optischen Achse einnimmt (also seinen Sehwinkel) ermitteln wir, indem wir den Mittelpunktsstrahl z von G_2 zum Linsenmittelpunkt M betrachten, welcher ja ungebrochen durch die Linse geht und dann auch zum austretenden parallelen Strahlenbündel gehört.

Daraus ergibt sich

$$\delta_2 \approx \tan(\delta_2) = |F, G_2|:f.$$

Mit Hilfe der Lupe scheint der Gegenstandspunkt G_2 als ein Punkt G_∞ im Unendlichen auf dem zu z parallelen Strahl g durch den Aufpunkt A des Auges zu liegen. Wegen $|D, G_1| = |F, G_2| =$ Grösse des Gegenstandes, haben wir durch die Verwendung der Lupe eine Vergrößerung des Sehwinkels von δ_2 : $\delta_1 \approx \tan(\delta_2):\tan(\delta_1) = (|F, G_2|:f)/(|D, G_1|:25)$ erreicht, und wegen $|D, G_1| = |F, G_2|$ folgt

$$\delta_2:\delta_1 \approx 25:f.$$

Man sagt daher, dass eine Lupe eine Vergrößerung von $25:f$ hat.

Verschiebt man den Gegenstand aus der Brennebene etwas in Richtung Lupe, so sieht man ebenfalls ein aufrechtes virtuelles Bild, welches aber jetzt nicht mehr im Unendlichen liegt.

Totalreflexion

Trifft ein Lichtstrahl in einem optisch dichteren Medium mit Brechungsindex n_1 auf eine Grenzfläche zu einem optisch dünneren Medium mit einem Brechungsindex n_2 (also $n_1 > n_2$) unter einem Winkel α_1 zum Lot und ist

$$\sin(\alpha_1) > n_2/n_1, \text{ so folgt} \\ n_1 \cdot \sin(\alpha_1) > n_2$$

und da aber für alle Winkel α_2 die Ungleichung

$$\sin(\alpha_2) \leq 1 \text{ erfüllt sein muss, gibt es keinen Winkel } \alpha_2, \text{ für den} \\ n_1 \cdot \sin(\alpha_1) = n_2 \cdot \sin(\alpha_2),$$

also das Snelliussche Brechungsgesetz erfüllt ist.

In einem solchen Fall tritt anstatt der Brechung eine Reflexion (sog. Totalreflexion) auf.

Der Winkel α^*_1 , für den $\sin(\alpha^*_1) = n_2/n_1$, heisst der *Grenzwinkel für die Brechung*.

Als erstes Beispiel (Abb. 46) betrachten wir ein Glas mit dem Brechungsindex $n_1 = 1,414 \sim \sqrt{2}$. Das optisch dünnere Medium soll Luft mit dem Brechungsindex $n_2 = 1$ sein. Nun ergibt sich der Grenzwinkel α^*_1 durch

$$\sin(\alpha^*_1) = n_2/n_1 = 1/\sqrt{2}, \text{ also}$$

$$\alpha^*_1 = 45^\circ = \text{Grenzwinkel.}$$

Die Strahlen $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ werden nach dem Snelliusschen Brechungsgesetz gebrochen, hingegen die Strahlen $\sigma_4, \sigma_5, \sigma_6$ werden total reflektiert.

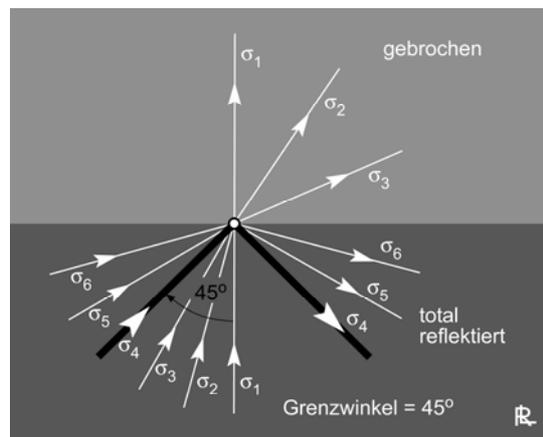


Abb. 46 Grenzwinkel für die Totalreflexion

Ein Beispiel aus der Biologie

Die Rhabdome - Teile der Lichtsinneszellen (Photorezeptoren) - der Schmeissfliege Calliphora haben den Brechungsindex $n_1 = 1.349$, der von der umgebenden Substanz ist $n_2 = 1.336$. Es folgt für den Grenzwinkel

$$\sin(\alpha^*_1) = n_2/n_1 = 0.99036, \text{ also } \alpha^*_1 = 82^\circ.$$

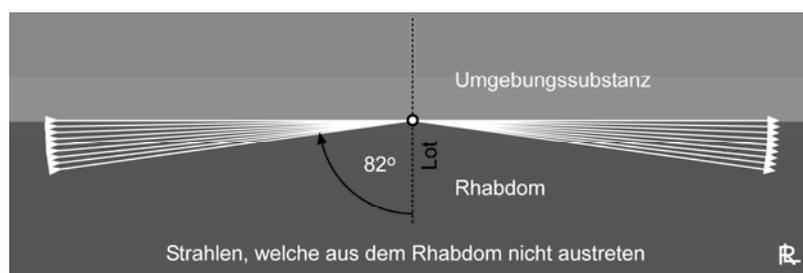


Abb. 47 Lichtleitwirkung des Rhabdoms

Nur diejenigen im Rhabdom verlaufenden Lichtstrahlen (Abb. 47), welche mit dem Lot einen Winkel zwischen 82° und 90° einschliessen, werden total reflektiert und verbleiben somit im Rhabdom.

Gradientenoptiken

Sind mehrere Schichten transparenter Substanzen übereinandergelegt und ändert sich der Brechwert von Schicht zu Schicht, so kommt es an jeder Grenzfläche zu einer Brechung des Strahles (Abb. 48). Verändert sich der Brechungsindex kontinuierlich, so kommt es zu einer Krümmung des Strahlenganges und man spricht von einer Gradientenoptik (an die Stelle des Lotes auf die Trennfläche tritt der

Gradientenvektor des Brechungsindex). Biologische Strukturen können sehr oft als Gradientenoptiken betrachtet werden.

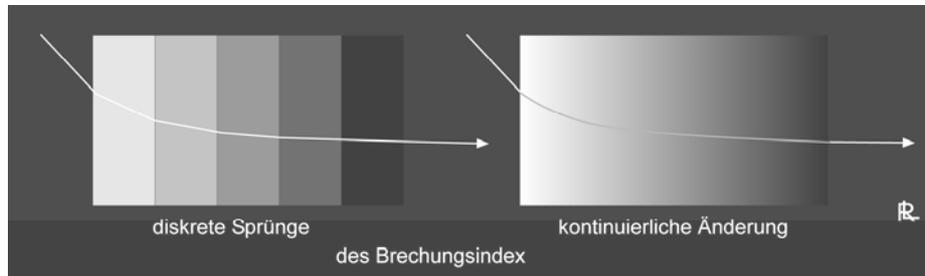


Abb. 48 Gradientenoptik

Faseroptiken

Wir besprechen hier zwei Typen (Abb. 49) von Faseroptiken (diskret unterschiedliche Brechungsindizes und Gradientenoptiken).

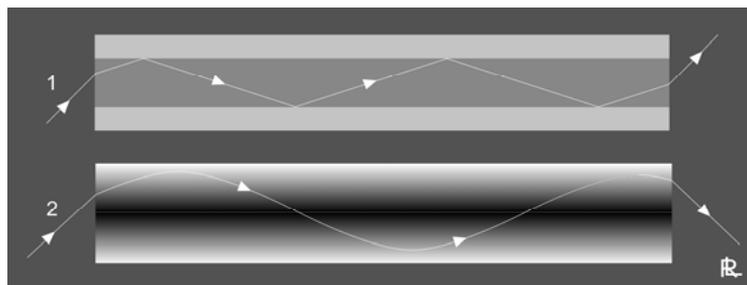


Abb. 49 Lichtleitfasern

ad1. Ein zylinderförmiger „Kern“ von hohem Brechungsindex ist mit einem „Mantel“ von niedrigem Brechungsindex umgeben. Lichtstrahlen, welche im Kern verlaufen und mit dem Lot einen grösseren Winkel als den Grenzwinkel einschliessen, werden an der Grenze zwischen Kern und Mantel total reflektiert, sodass sie im Kern verbleiben.

ad2. Die Idee kann auch als Gradientenoptik verwirklicht werden, wobei dann der Gradientenvektor des Brechungsindex senkrecht zur Zylinderachse steht, also die Flächen konstanter Brechzahl Zylinder sind, welche alle dieselbe Achse haben.

Strukturen, bei denen die Flächen konstanter Brechzahl und Trennflächen zwischen optisch unterschiedlich dichten Medien irregulär verlaufen, eignen sich nicht als Lichtleitfasern (Abb. 50). Dazu gehört das sogenannte *Ellipsoid* des inneren Segments der Photorezeptoren des menschlichen Auges.

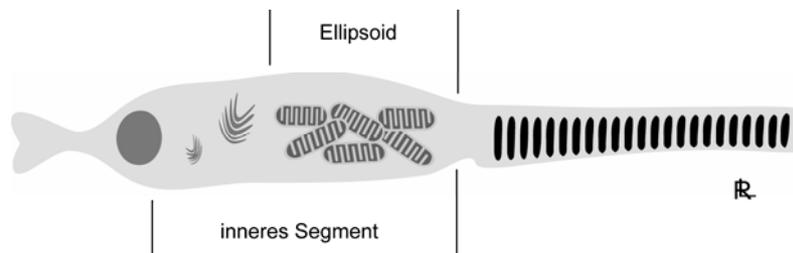


Abb. 50 irreguläre Gradienten in Photorezeptoren

Im Ellipsoid befinden sich Mitochondrien („Kraftwerke der Zellen“), deren innere Flüssigkeit (Matrix) eine relativ hohe Elektronendichte und damit einen Brechungsindex von $n = 1,42$ (bei Leberzellen-Mitochondrien von Ratten) hat. Die irreguläre Form der die Mitochondrienmatrix umgebenden Membrane ist aber nicht geeignet, Mitochondrien (oder Ansammlungen von solchen) als Kern einer Lichtleitfaser wirken zu lassen (Abb. 51).

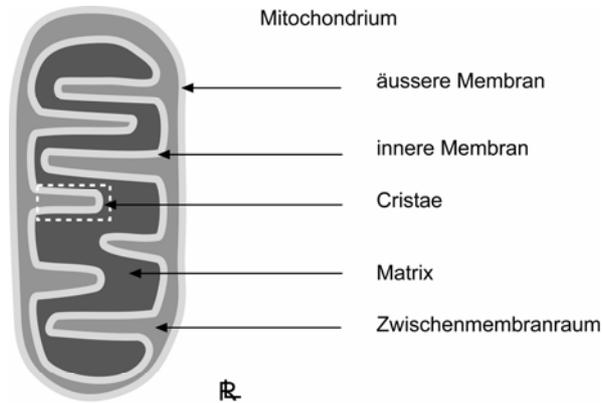


Abb. 51 Brechungsindex in Mitochondrien

Die in der physiologischen Literatur kursierende Behauptung³, dass das innere Segment als Faseroptik wirkt, beruht also auf einem physikalischen Irrtum.

Brechkraft und Dioptrien

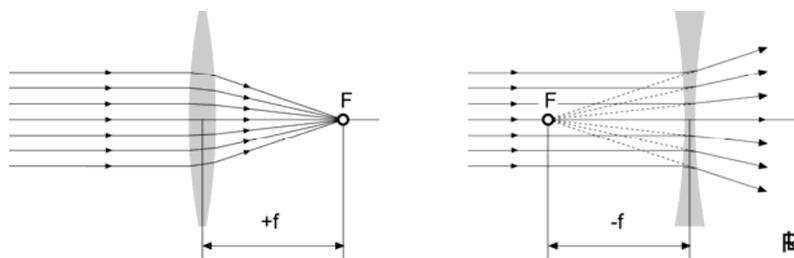


Abb. 52 Brechkraft und Dioptrien

Bei einer Sammellinse werden parallel zur optischen Achse einfallende Lichtstrahlen in einem Brennpunkt F, der einen Abstand $+f$ (Brennweite) von der Linse hat, gesammelt. Die Zahl $+1/f$ heisst dann die Brechkraft oder die Dioptrienzahl der Linse (Abb. 52).

Bei einer Zerstreuungslinse gehen parallel einfallende Strahlen nach der Linse von einem „virtuellen“ Brennpunkt F, der den Abstand $-f$ von der Linse hat, aus. Hier ist $-1/f$ die Brechkraft oder Dioptrienzahl. Der Grund für das Rechnen mit Dioptrienzahlen wird in der folgenden Situation klar:

Bringt man zwei dünne Linsen mit Brechkraft $1/f_1$ und $1/f_2$ zur Berührung, so resultiert eine Brechkraft $1/f$, für welche die Formel

$$1/f = 1/f_1 + 1/f_2$$

gilt. Dabei sind die Brennweiten mit ihrem Vorzeichen zu berücksichtigen.

Unabhängig von den Vorzeichen kann die Brechkraft $1/f$ zeichnerisch leicht aus der geometrischen Konfiguration (Abb. 53) abgelesen werden, bei der $1/a + 1/b = 1/c$ ist.

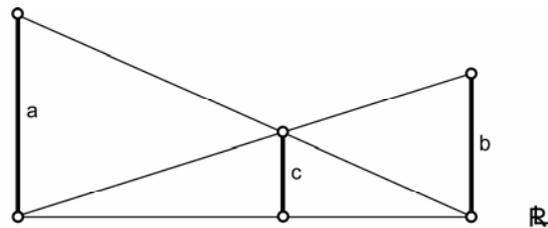


Abb. 53 geometrische Konstruktion von $1/a + 1/b = 1/c$

Die Lochkamera

Sie ist eine sehr einfache optische Vorrichtung, welche sowohl zur Modellierung gewisser Situationen herangezogen werden als auch zur praktischen Verwendung kommen kann. Das Prinzip der Lochkamera beruht auf der extremen Blendenwirkung eines kleinen Loches in der Wand einer sonst geschlossenen Kammer. Ein einzelner leuchtender Gegenstandspunkt G wird auf der Gegenseite des Loches als ähnlich vergrößertes Bild G' des Loches abgebildet (Abb. 54). Das Bild eines Punktes ist somit eine (kleine) Fläche.

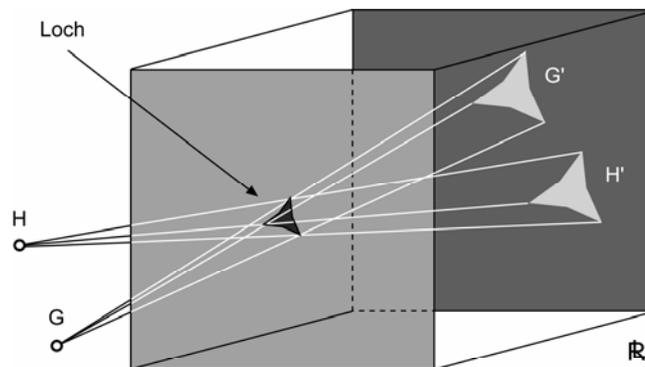


Abb. 54 Lochkamera: Das Bild eines Punktes

Das Bild einer Kurve (Abb. 55) entsteht durch Überlagerung der Bilder ihrer Punkte.

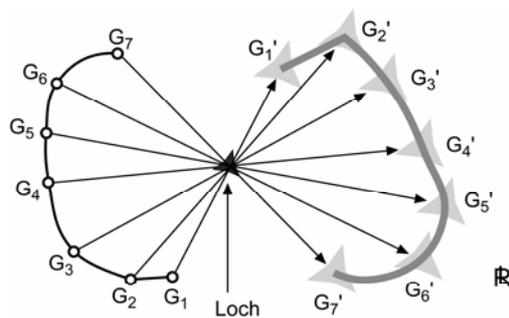


Abb. 55 Lochkamera: Das Bild einer Kurve

Auf der Gegenseite des Loches kommt es zu einem umgekehrten Bild (Abb. 56) der Aussenwelt, zu dem jeder Gegenstandspunkt nur mit den von ihm ausgehenden Lichtstrahlen beiträgt, welche durch das Loch gehen.

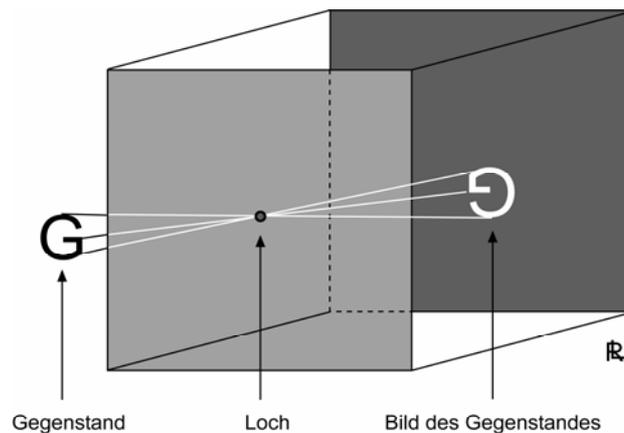


Abb. 56 Lochkamera: Bildumkehr

Je kleiner das Loch ist, um so schärfer wird das Bild, und nur die Beugung setzt dafür eine Grenze. Ein Gegenstandspunkt wird nämlich als Beugungsscheibchen (Abb. 57) abgebildet, wenn der Lochdurchmesser die Größenordnung der Wellenlänge des Lichtes hat oder unterschreitet.

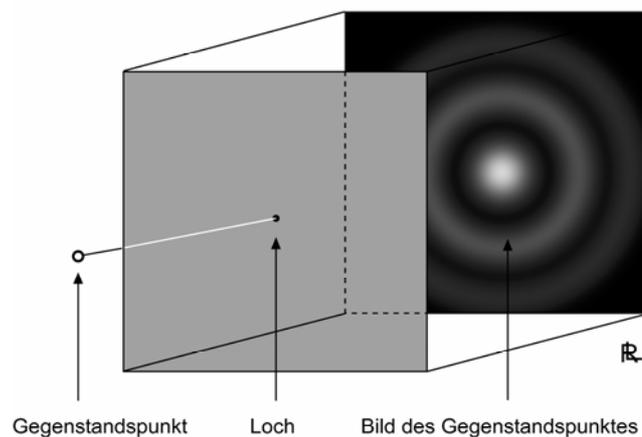


Abb. 57 Lochkamera: Bild eines Punktes bei sehr kleinem Loch

Natürlich wird das Bild auch sehr lichtschwach, wenn das Loch sehr klein ist. *Pinhole-Photographen* basteln ihre Lochkamera mit einfachsten Mitteln und verwenden z.B. einen Lochdurchmesser von 0,3 mm und eine Loch-Film-Distanz von 120 mm. Eine typische Belichtungszeit ist 2 sec bei Mittagssonne.

Die optischen Komponenten des Auges

Man kann sich das menschliche Auge als eine Lochkamera vorstellen, bei der eine Sammellinse im Loch dafür sorgt, dass das Bild eines Gegenstandspunktes (ein ähnliches Bild des beim Auge kreisrunden Loches, also der Pupille) in einem Punkt gesammelt wird. Die linke Abbildung (Abb. 58) zeigt die Wirkung der Pupille alleine (ohne die sammelnden Eigenschaften von Hornhaut und Augenlinse). In der rechten Abbildung ist die zusätzliche Wirkung von Hornhaut und Augenlinse als eine Sammellinse hinter der Pupille symbolisiert.

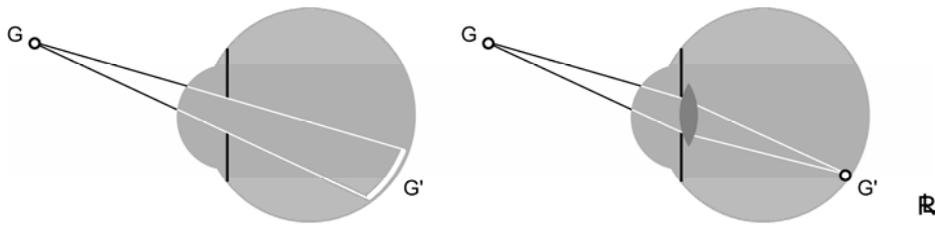


Abb. 58 Das Bild eines Punktes ohne und mit Linse

Um die optischen Eigenschaften eines normalen Auges zu beschreiben, wurden Modellaugen entwickelt⁴. Solche Modellaugen bilden auch die Grundlage für die Entwicklung von Netzhaut-Chips. Das älteste und am meisten verwendete ist das Auge von Allvar Gullstrand⁵. Seine Brechkraft beträgt bei Fernakkommodation 58,64 und beim Nahpunkt (nähester Punkt, der scharf gesehen werden kann) 70,57 Dioptrien.

Die optische Funktion des menschlichen Auges (Abb. 59) ergibt sich grundsätzlich durch die Elemente Hornhaut, vordere Kammer, Pupille, (Augen-)Linse, Glaskörper und als Sensor die Netzhaut.

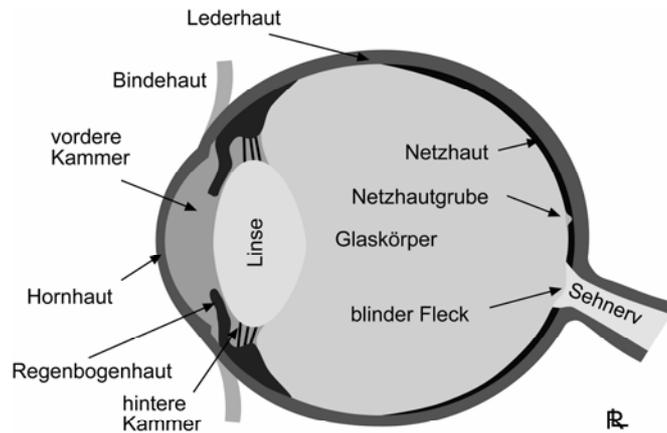


Abb. 59 optisch wirksame Teile des Auges

Ein vereinfachtes Modellauge für ray-tracing ist das Emsley-Auge⁶, bei dem ein einheitlicher Brechungsindex und eine einzige brechende Fläche an die Stelle der wirklichen Hornhautfläche gesetzt wird (Abb. 60).

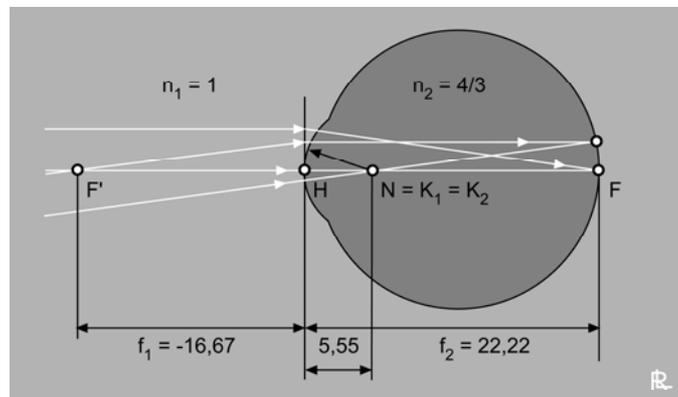


Abb. 60 Modellauge von Emsley mit 60 Dioptrien

Die Wirkungen der optischen Komponenten des Auges sind:

1. Die Grenzfläche zwischen der Luft und der stark gekrümmten Hornhaut (Cornea) wirkt sammelnd, da

$$n_{\text{Luft}} = 1 < n_{\text{Hornhaut}} = 1,376.$$

Die Brechkraft beträgt etwa 46-48 Dioptrien. Etwa 2,3% des Lichtes werden an der die Hornhaut benetzenden Tränenflüssigkeit reflektiert und gelangen somit nicht ins Auge. Dieses Licht erzeugt den „Glanz“ der Augen. Die Reflexionen im Inneren des Auges sind dagegen vernachlässigbar.

2. Die Grenzfläche zwischen der Hornhaut und dem Kammerwasser (Humor aquosus) wirkt zerstreuernd, da

$$n_{\text{Hornhaut}} = 1,38 > n_{\text{Kammerwasser}} = 1,336.$$

Die Brechkraft beträgt -7.04 Dioptrien.

3. Die Regenbogenhaut (Iris) mit der Pupillenöffnung wirkt als Blende.

Bei der Verengung kommt es zur Ausblendung von Randstrahlen und dadurch zu einer schärferen Abbildung auf der Netzhaut (Retina). Weiters kommt es zu einer Reduktion der auf die Netzhaut treffenden Lichtmenge.

4. Die Grenzfläche zwischen Kammerwasser und Linse wirkt sammelnd, da

$$n_{\text{Kammerwasser}} = 1.336 < n_{\text{Linsenrandbereich}} = 1.386.$$

Die Brechkraft beträgt etwa 8.5 Dioptrien.

5. Die (Augen-Linse) ist eine sammelnde Gradientenlinse (Linse mit Gradientenoptikeffekt) mit einem Brechungsindexanstieg vom Rand zur Mitte von

$$n_{\text{Linsenrandbereich}} = 1.386 \text{ auf } n_{\text{Linsenmitte}} = 1.406.$$

Ihre Brechkraft (im Auge eingebettet) beträgt etwa 10 - 14 Dioptrien (je nach Akkommodation \uparrow).

6. Die Grenzfläche zwischen Glaskörper (Corpus vitreum) und der durchsichtigen Netzhaut wirkt in der Netzhautgrube (Fovea) zerstreuernd, was zu einer höheren Bildauflösung in der Fovea führen könnte.

7. Die Pigmentierung (Lutein und Zeaxanthin) des gelben Flecks (Macula lutea, Fovea centralis) wirkt als starker (blau- und UV-undurchlässiger) Filter⁷, welcher sich bei vielen Menschen als Maxwellscher Fleck (Abb. 61) in der Wahrnehmung bemerkbar macht.

Für den Selbstversuch betrachte man ein Blatt weissen Papiers durch einen Filter, welcher nur kurzwelliges blaues Licht durchlässt. Der Maxwellsche Fleck erscheint als dunkler verwaschener Kreisring von etwa 10 Grad Durchmesser. Weil die Schicht gelben Pigments in der Fovea dünner ist, kommt es zur Aufhellung in der Mitte.

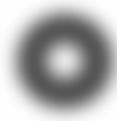


Abb. 61 Maxwellscher Fleck

8. Das an die Netzhaut anschliessende Pigmentepithel wandelt die Lichtstrahlen in Wärme um. Damit sind keine störenden Reflexionen mehr möglich. Die roten Augen bei Blitzlichtaufnahmen stammen von der Farbe des durchbluteten Augenhintergrundes.

9. Die Polarisation von Licht spielt – so weit man weiss – bei der Wahrnehmungsfunktion des menschlichen Auges keine Rolle, obwohl die Faserschicht (Stroma) der Hornhaut, die Nervenschicht der Netzhaut (NLF) und in wesentlich geringerer Masse auch die Linse doppelbrechende Eigenschaften haben. Die vom österreichischen Mineralogen Karl Wilhelm von Haidinger⁸ bei der Betrachtung von polarisiertem Licht beobachtete Erscheinung der Haidingerschen Büschel (Abb. 62) dürfte eher ohne Bedeutung für die normale Wahrnehmungs-Verarbeitung von polarisiertem Licht sein. Für einen diesbezüglichen Eigenversuch lege man ein Stück Polarisationsfolie auf ein weisses Blatt Papier. Dreht man die Polarisationsfolie, so wird man einer zarten, schwach gelblich erscheinenden, sich ebenfalls drehenden Figur der abgebildeten Form gewahr. Ihre Grösse beträgt 2-4 Grad.



Abb. 62 Haidinger Büschel

Die von der Fovea radial auseinander gehenden Nervenfasern zusammen mit der gelben Pigmentierung (Xanthophyll) der Makula wirken als ein radialsymmetrischer Polarisationsfilter, welcher in Interaktion mit der Polarisationsfolie die Haidingerschen Büschel sichtbar werden lässt. Manche Beobachter können das Haidingersche Büschel auch am blauen Himmel (dessen Licht im Abstand von 90° zur Sonne ebenfalls zu 60-70% polarisiert ist⁹) ohne Zuhilfenahme künstlicher Mittel erkennen.

Bildumkehr

Bei der Abbildung eines Gegenstandes auf die Netzhaut kommt es zu einer Bildumkehr (Abb. 63).

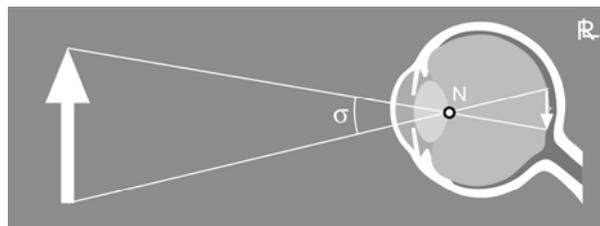


Abb. 63 Bildumkehr auf der Netzhaut

Die Hornhaut

Die Hornhaut ist ein klares Gewebe ohne Gefäße und sie ist das Hauptwerkzeug, um die Abbildung der Gegenstände auf die Netzhaut zu erreichen. Der Durchmesser ist etwa 11,5 mm. Die Vorderfläche ist konvex und die Hinterfläche ist konkav. Man spricht daher von einer Konvexkonkav-Linse (Abb. 64).



Abb. 64 Eselsbrücke

Da die Luft vor der Hornhaut und das Kammerwasser nach der Hornhaut einen kleineren Brechungsindex als die Hornhaut haben, wirkt die Vorderfläche sammelnd und die Hinterfläche zerstreuend.

Beim Gullstrandauge hat sie eine Brechkraft von 43,05 Dioptrien. Die Vorderfläche hat dabei 48,83 und die Hinterfläche $-5,88$ Dioptrien. Setzt man die Lage des vorderen Scheitels gleich 0, so liegt der Scheitel der Hinterfläche bei 0,5 mm. Die Lage des gegenstandsseitigen Hauptpunktes ist bei $-0,0495$, und die des bildseitigen Hauptpunktes ist $-0,0506$ mm. Die gegenstandsseitige Brennweite beträgt $-23,227$, und die bildseitige Brennweite ist 31,031 mm. Der Radius der Vorderfläche ist 7,7 und der der Hinterseite 6,8

mm. Daher ist die Hornhaut am Rand dicker als im Zentrum. Der Brechungsindex der Hornhaut beträgt 1,376.

Pupille und Adaptation

Die Pupille ist das kreisrunde Loch in der Iris, welches als Blende mit variablem Durchmesser (Abb. 65) wirkt.

Die Verkleinerung der Pupille erfolgt durch die Kontraktion eines glatten Schliessmuskels (Sphincter pupillae), welcher an den Rand der Pupille anschliesst und dessen tangential verlaufende Fasern parasymphatisch ernuert sind.

Die Vergrösserung der Pupille wird durch die Kontraktion eines ebenfalls glatten Muskels (Dilator pupillae) bewirkt, dessen Fasern radial verlaufen und sympathisch stimuliert werden.

In der Abbildung ist der Dilator als der äussere radial schraffierte Ring und der Sphincter als der innere tangential schraffierte Ring dargestellt.

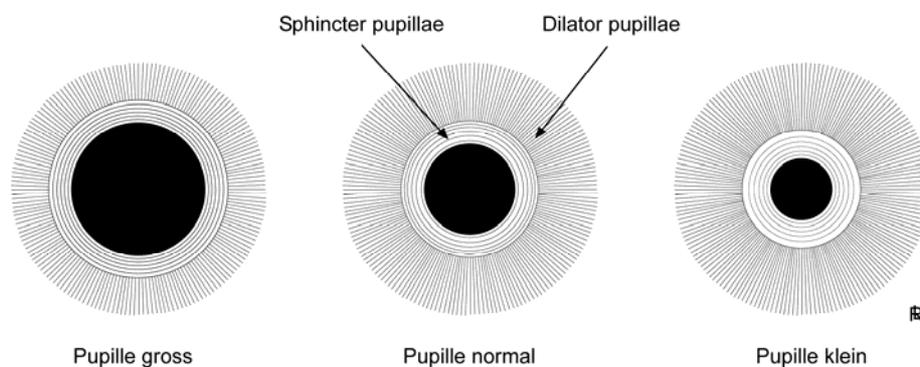


Abb. 65 Pupillenmuskeln

Bei grossem Lichtangebot verkleinert sich der Pupillendurchmesser bis auf 1,5 mm, während er sich bei geringem Lichtangebot bis auf 8 mm vergrössert.

Allerdings kann nur der junge Mensch einen Pupillendurchmesser von 8 mm erreichen. Im Alter von 50 Jahren ist ein maximaler Pupillendurchmesser von 5 mm typisch. In höheren Jahren wird eine weitere Pupillenverkleinerung problematisch, denn die dadurch stark verringerte Lichtmenge trifft zusätzlich auf eine altersgemäss in ihrer Funktion eingeschränkte Netzhaut. Man kann dann versuchen, diese Schwierigkeiten durch eine sehr gute Beleuchtung zu kompensieren.

Das Verkleinern der Pupille findet aber auch durch Konvergenz der Blickrichtung verbunden mit einer Nahakkommodation (Konvergenzreaktion) und durch ablehnende Seelen-Haltungen statt. Bewunderung und Begierde lösen dagegen eine Erweiterung der Pupille aus.

Die Verengung der Pupille bewirkt eine Vergrösserung der Tiefenschärfe \uparrow und der Sehschärfe (siehe Lochkamera \uparrow).

Die Reaktion der Iris auf das Licht-Angebot wird als eine *Hell-Dunkel-Adaptation* bezeichnet.

Die Pupille hat aber (als Blende direkt vor der Augenlinse) durch die Beugung auch einen die Sehschärfe vermindernenden Effekt.

Dieser Effekt bewirkt, dass das Bild eines Gegenstandspunktes (z.B. eines weit entfernten Sternes) auf der Netzhaut nicht als Punkt, sondern als ein Beugungsscheibchen (*Airy-Scheibchen*), welches von Beugungsringen höherer Ordnung umgeben ist, dargestellt wird (Abb. 66).

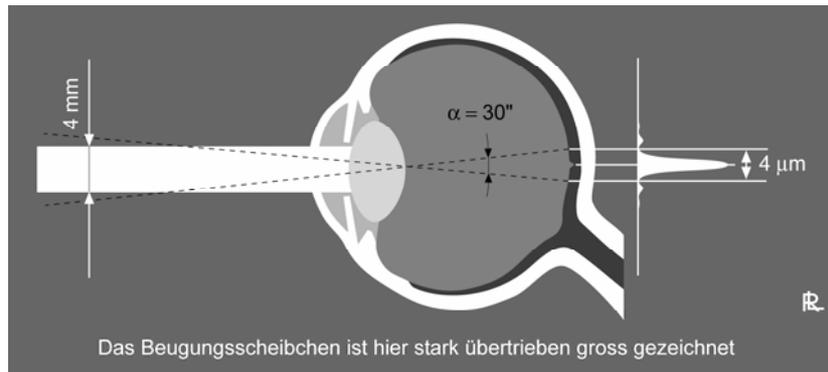


Abb. 66 Beugungerscheinung durch Pupille

Der Durchmesser des Beugungsscheibchens ist indirekt proportional zum Pupillendurchmesser und direkt proportional zur Wellenlänge. Der diesem Durchmesser entsprechende Sehwinkel α in Radian ist gleich

$$\alpha = 1,22 \cdot \lambda / D,$$

wobei λ die Wellenlänge und D den Pupillendurchmesser in derselben Längeneinheit bezeichnen.

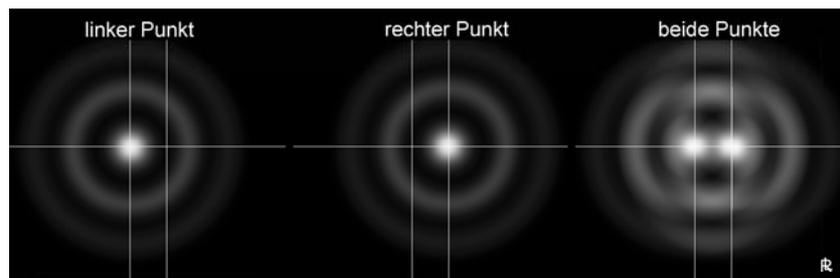


Abb. 67 beugungsbegrenzte Auflösung

Nach dem *Rayleigh'sches Kriterium* können zwei solcher Beugungsbilder (welche von zwei unabhängigen punktförmigen Lichtquellen – also inkohärentem Licht - stammen) gerade noch gut als zwei verschiedene Punkte wahrgenommen werden, wenn das Beugungszentrum des zweiten Bildes im 1. Minimum des ersten Bildes liegt (Abb. 67). Somit ist das *beugungsbedingte räumliche Auflösungsvermögen* die Distanz vom Beugungszentrum bis zum ersten Beugungsminimum des Netzhautbildes eines Lichtpunktes. Diese Distanz beträgt bei 4 mm Pupillenöffnung und 600 nm Wellenlänge des Lichtes etwa 4 μm auf der Netzhaut (bei zwei gerade noch getrennt wahrnehmbaren Lichtpunkten entspricht dies einem Winkelabstand von etwa $1,8 \cdot 10^{-4}$ rad $\sim 30''$). Der Durchmesser der Rezeptoren in der Fovea ist 1 - 3 μm . Die Zapfen im Netzhautzentrum bilden ungefähr ein hexagonales Muster (Abb. 68). Weiters sieht man in dieser Abbildung das Beugungsbild eines Lichtpunktes (z.B. Sternes).

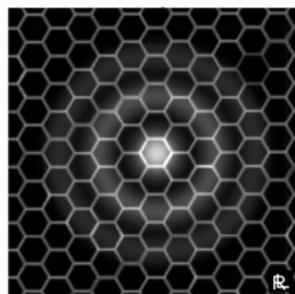


Abb. 68 kleinste sinnvolle Zapfengrösse

Noch dünnere und enger gestellte Rezeptoren in der Fovea würden also keine Verbesserung der Auflösung bringen.

Im Alter verliert die Pupille die Fähigkeit, sich weit zu öffnen.

| Alter in Jahren | max. Pupillendurchmesser in mm |
|-----------------|--------------------------------|
| 20 | 8.0 |
| 30 | 7.1 |
| 40 | 6.2 |
| 50 | 5.2 |
| 60 | 4.3 |
| 70 | 3.4 |
| 80 | 2.5 |

Die Nyquist-Frequenz der Fovea

Projiziert man auf einen optischen Sensor (bzw. auch auf die Fovea) ein periodisches Muster, so wird dessen Periodizität vom Sensor im Wesentlichen richtig detektiert, wenn der Durchmesser der Pixel (beim Auge der Abstand der Rezeptoren) höchstens halb so gross ist wie die primitive (=kleinste) Periode des Musters. Dies ist der Inhalt des *Nyquist-Shannon-Abtast-Theorems*, welches allerdings für seine Anwendbarkeit einer aufwändigeren mathematischen Formulierung (Fourier-Theorie) im Zweidimensionalen bedarf.

Besteht das Muster aus sich periodisch wiederholenden Streifen mit sinusförmiger Intensitätsverteilung, so wird die Streifenzahl pro Längeneinheit als die *Orts-Frequenz* des Streifenmusters bezeichnet. Um die Periodizität eines solchen Streifenmusters detektieren zu können, müssen nach dem Nyquist-Shannon-Abtast-Theorem die Streifen des Musters mindestens doppelt so weit von einander entfernt sein, wie die Pixel des Sensors. Diesem Streifenabstand entspricht eine Grenzfrequenz für die Auflösbarkeit des Musters. Sie heisst die *Nyquist-Frequenz* des Detektors. Wir wollen die damit zusammenhängenden Phänomene an einem Beispiel studieren.

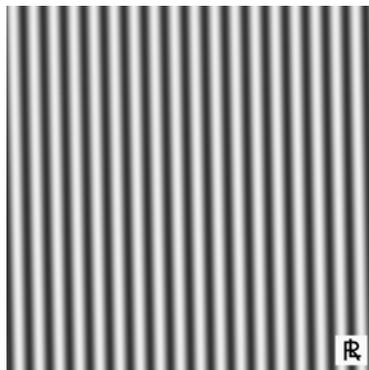


Abb. 69 Signal

Dazu verwenden wir als Signal (Abb. 69) ein vertikal verlaufendes Streifenmuster mit sinusförmiger Intensitätsverteilung, welches allerdings um den geringen Betrag von 1 Winkelgrad im Gegen-Uhrzeigersinn rotiert ist.

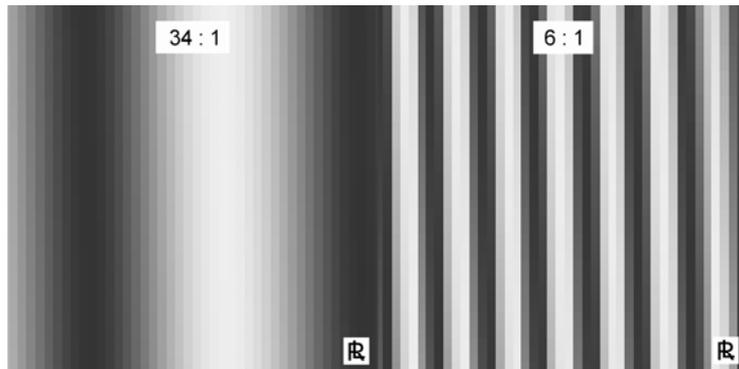


Abb. 70 Eine hohe Pixelfrequenz erlaubt eine gute Auflösung

Ist die Pixelfrequenz 34 mal so gross wie die Streifenfrequenz, so können wir eine komfortable Auflösung des Streifenmusters beobachten (Abb. 70). Auch eine 6-fache Pixelfrequenz zeigt das Streifenmuster noch unverfälscht.

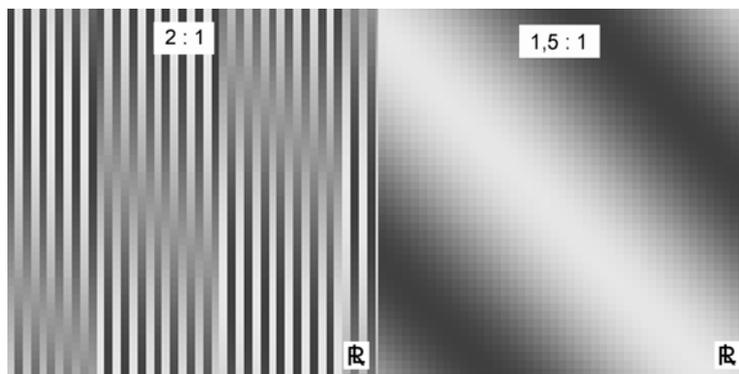


Abb. 71 Ist die Pixelfrequenz gleich oder kleiner der Nyquist-Frequenz, so erscheinen Moiré-Muster.

Ist die Pixelfrequenz nur mehr das Doppelte der Streifenfrequenz (welche also nun gleich der Nyquist-Frequenz des Sensors ist), so werden *Aliasing-Effekte* (Treppemuster, Moiré-Effekte), welche von der Drehung um 1° kommen, prominent (Abb. 71). Doch die Streifenfrequenz ist noch sichtbar. Ist die Pixel-Frequenz aber das 1,5-fache der Streifenfrequenz, also die Streifenfrequenz unter der Nyquist-Frequenz, so sehen wir nur mehr eine Aliasing-Erscheinung (Moiré-Muster) und die Streifenfrequenz ist nicht mehr erkennbar.

Die reale Netzhaut enthält im zentralen Bereich der Fovea keine Stäbchen, sondern nur Zapfen, welche mosaikartig aneinander gereiht sind (Abb. 72). Obwohl es sich dabei um kein absolut regelmässiges hexagonales Muster handelt, entspricht diesem Teil der Fovea doch auch eine Nyquist-Frequenz. Streifenmuster, deren Frequenz über dieser Nyquist-Frequenz liegen, können nicht mehr ohne das Auftreten von Aliasing aufgelöst werden ¹⁰.

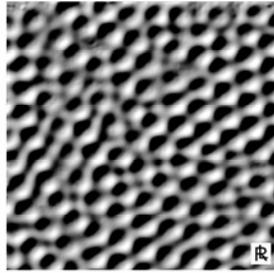


Abb. 72 Für eine regelmässige quadratische Anordnung der Zapfen würde die Nyquist-Frequenz 48 Zyklen pro Grad betragen. Durch die unregelmässige und eher hexagonale Anordnung verbessert sich die Nyquist-Frequenz praktisch auf 60 Zyklen pro Grad.

Die durch die Pupille verursachte Beugungsunschärfe bewirkt eine Verwaschung (und somit Unterdrückung) von Streifenbildern auf der Netzhaut, deren Frequenz über der Nyquist-Frequenz liegen würden. Es können daher keine irritierenden Aliasing-Erscheinungen auftreten¹¹. Die Nyquist-Frequenz der Netzhaut¹² liegt bei 60 Streifen pro Grad Sehwinkel.

Auch bei Digitalkameras kann eine (absichtlich gestaltete) unscharfe Optik (=Tiefpass) zu einer Unterdrückung von Aliasing-Effekten führen.

Die Linse und der Glaskörper

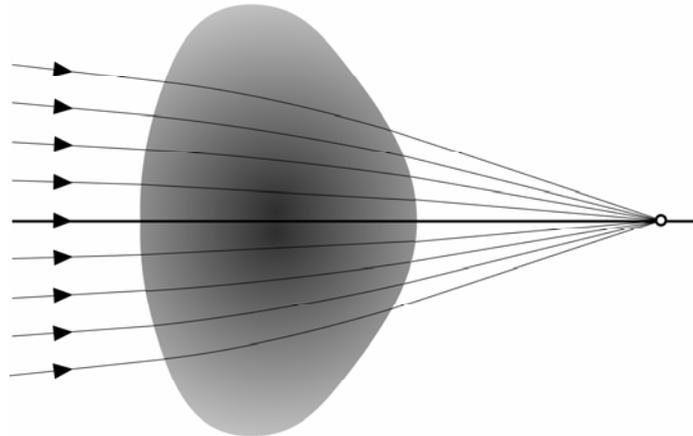


Abb. 73 Das Auge besitzt eine Gradientenlinse, deren Brechungsindex im Zentrum am höchsten ist.

Das Auge besitzt eine asphärische (= nicht von Kugelflächen begrenzte) Linse. Ihre Abbildungsqualität ist sehr gut (Abb. 73).

Die Linse ist vorne weniger gekrümmt als hinten. Sie ist schichtenförmig gewachsen, hat einen variablen Brechungsindex (im Zentrum $n = 1.406$ und in den äussersten Schichten $n = 1.386$) und wirkt daher als Gradientenlinse. Im entspannten Zustand nähert sich die Linse mehr der Kugelform und ist daher stark brechend, während sie im gespannten Zustand flach wird und somit eine kleinere Brechkraft entwickelt.

Der Raum zwischen Linse und Netzhaut wird vom Glaskörper eingenommen, welcher von gelartiger Konsistenz ist und zu 98,5% aus Wasser besteht. Im Alter verliert der Glaskörper seine Homogenität durch teilweise Verflüssigung. Dies ist der harmlose Grund dafür, dass man „fliegende Mücken“ oder ähnliche flusenartige Gebilde wahrnimmt.

Akkommodation

Das menschliche Auge verfügt über eine variable Brennweite (in der Sprache der Photographie: ein Zoom), welche reflektorisch den Bedürfnissen des Sehens angepasst wird (Abb. 74).

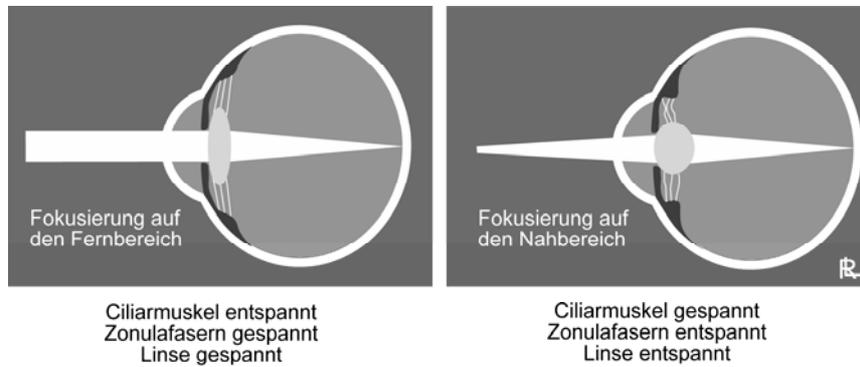


Abb. 74 Der Ciliarmuskel und die Elastizität der Linse bewirken die Akkommodation

Der rotationssymmetrische Ciliarmuskel (Abb. 75) kann seinen Durchmesser durch Kontraktion (Spannung) verkleinern, wodurch die elastische Linse in einen entspannten Zustand kleinen Durchmessers kommt und dabei ihre Brechkraft erhöht wird. Die Abnahme der Elastizität der Linse im Alter schränkt diese Brechkrafterhöhung immer mehr ein, sodass bei der Altersweitsichtigkeit Gegenstände mit geringer Entfernung vom Auge nicht mehr scharf gesehen werden können. Im Gegensatz dazu ist bei der „Weitsichtigkeit schlechthin“ der Augapfel zu kurz oder die Brechkraft der Hornhaut und der Linse von vorne herein zu schwach.

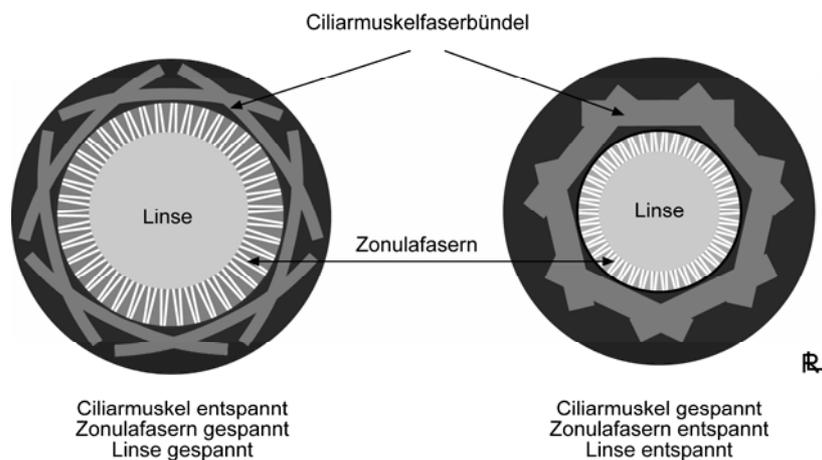


Abb. 75 Die Zonulafasern übertragen die Zugkräfte zwischen Ciliarmuskel und Linse und dehnen sich dabei

Akkommodationsbreite

Der dem Auge am nächsten liegende und noch scharf sichtbare Gegenstandspunkt heisst der *Nahpunkt*. Analog ist der *Fernpunkt* der vom Auge entferntest liegende Punkt, der noch scharf gesehen wird. Die *Akkommodationsbreite* ist die Differenz der Dioptrienanzahl der Linse zwischen Nah- und Fern-Akkommodation.

Sie beträgt bei Jugendlichen 10-14 dpt und im Alter über 50 Jahren 2 dpt und darunter.

Im Alter von 75 Jahren ist i.A. die Akkommodationsfähigkeit verschwunden.

Dieser Rückgang der Akkommodationsbreite ist die Ursache für die *Altersweitsichtigkeit*.

Die Akkommodation ist beim gesunden Auge notwendig und erfolgt unwillkürlich, wenn der Abstand des Gegenstandspunktes zum Betrachter weniger als 5 bis 10 m beträgt. Bei einem Kind kann bis auf einen Gegenstandspunkt-Auge-Abstand von 7cm akkommodiert werden. Der Normalsichtige wählt beim Lesen einen Abstand von 25 cm (*deutliche Sehweite*). Dabei ist die Akkommodation noch ohne Anstrengung über längere Zeit zu bewältigen.

Tiefenschärfe

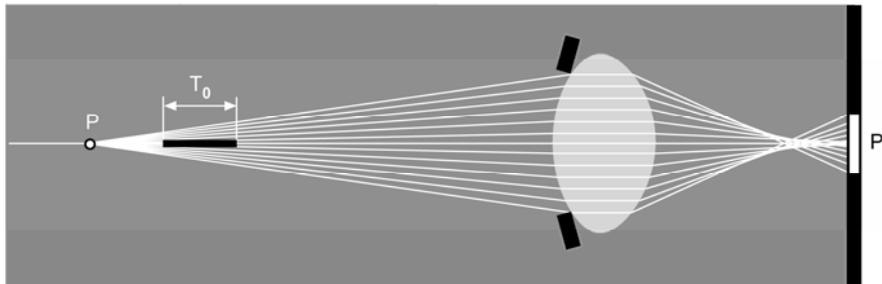


Abb. 76 Tiefenschärfe bei weit geöffneter Pupille

Die erste Abbildung (Abb. 76) zeigt den Strahlengang bei weit geöffneter Pupille. Gegenstandspunkte, welche auf der optischen Achse im Intervall T_0 liegen, werden auf der Netzhaut als kleiner Fleck abgebildet, sodass man dabei den Eindruck einer scharfen Sicht hat. Der gezeichnete Gegenstandspunkt P liegt aber ausserhalb des Intervalls T_0 und somit wird er auf der Netzhaut als ein kreisförmiger Fleck P^* abgebildet. Der Punkt P wird somit unscharf gesehen. Das Intervall T_0 heisst das zur Akkommodation der Linse und der geöffneten Pupille gehörige *Tiefenschärfeintervall*.

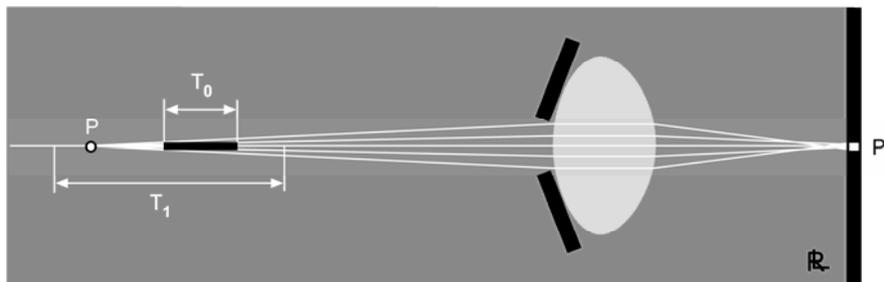


Abb. 77 Vergrößerung der Tiefenschärfe durch Ausblendung der Randstrahlen

Die in der zweiten Abbildung (Abb. 77) dargestellte Situation unterscheidet sich von der vorherigen nur durch eine Engstellung der Pupille, welche ein Abschneiden der Randstrahlen zur Folge hat. Der Gegenstandspunkt P wird daher als kleiner Fleck P^* auf der Netzhaut abgebildet, sodass er nun scharf gesehen wird. Offensichtlich hat sich das Tiefenschärfeintervall von T_0 zu einem Intervall T_1 vergrössert, in welchem jetzt auch der Gegenstandspunkt P liegt. Wir sehen daher, dass die Tiefenschärfe der Abbildung durch die Pupillenverengung zunimmt. Bei gutem Licht wird also schärfer gesehen, da sich die Pupille dabei verengt.

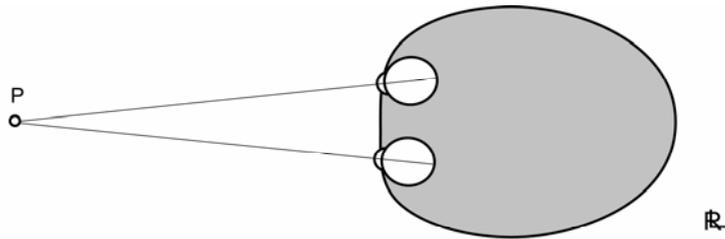


Abb. 78 Die Pupillen verengen sich, wenn die Blickrichtungen konvergieren

Bei der Betrachtung eines nahen Gegenstandspunktes ist eine komfortable Tiefenschärfe von Vorteil. Diese wird durch die sogenannte Pupillen-Konvergenzreaktion ausgelöst, welche eine Pupillenverengung bewirkt, wenn die Sehachsen der beiden Augen auf den Gegenstandspunkt hin konvergieren (Abb. 78). Damit verknüpft ist auch eine Nahakkommodation der Linse.

Die Fingerbrille

Die Fingerbrille hat denselben Effekt wie eine Pupillenverengung. Das Wissen um sie kann für den Fehlsichtigen in Notsituationen sehr nützlich sein (Abb. 79).



Abb. 79 Bei der Fingerbrille werden die Randstrahlen händisch ausgeblendet

Fehlsichtigkeit

Normalsichtigkeit

Die Normalsichtigkeit zeichnet sich dadurch aus, dass ein Gegenstandspunkt, welcher im unendlich Fernen liegt (und damit ein Bündel paralleler Strahlen in das Auge wirft), als ein Punkt in der Netzhautgrube abgebildet wird (Abb. 80).

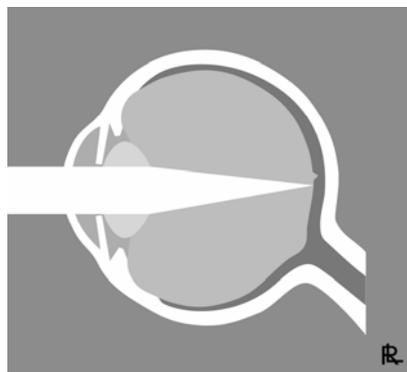


Abb. 80 Normalsichtigkeit

Kurzsichtigkeit (Myopie)

Sie fällt dadurch auf, dass man in der Nähe scharf und in der Ferne unscharf sieht. Parallele Strahlen werden schon vor der Netzhaut fokussiert (Abb. 81).

Als Hauptursachen kommen in Frage:

- Ein zu kleiner Radius der Hornhaut, welcher zu einer zu starken Brechkraft (bis 4 Dioptrien) führt. Sie verändert sich im Laufe des Lebens wenig und wird mit Zerstreuungslinsen korrigiert.
- Ein zu langer Augapfel, wobei 1/3 mm etwa einer Dioptrie entspricht. Hier treten Fehler bis zu -28 Dioptrien auf. Ab dem 25. Lebensjahr stabilisiert sich der Zustand. Die Netzhaut wird dabei gestresst und kann sich verändern. Zur Korrektur wird eine Zerstreuungslinse verwendet.

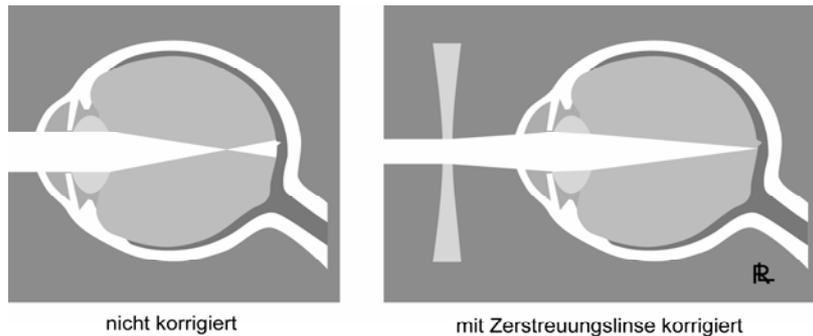


Abb. 81 kurzsichtiges Auge

Weitsichtigkeit (Hyperopie)

Bei ihr werden die Strahlen (virtuell) erst hinter der Netzhaut vereinigt und man sieht daher unscharf (Abb. 82). Beim Jugendlichen kann die Weitsichtigkeit durch Akkommodation bis zu einem gewissen Grad ausgeglichen werden. Die Korrektur erfolgt durch Sammellinsen.

Die Hauptursachen sind:

- Eine zu flache Hornhaut oder eine zu wenig gekrümmte Linse.
Im Alter ab 40 – 45 Jahren verändert sich die Linse in diesem Sinne. Man spricht dabei von der Altersweitsichtigkeit (Altershyperopie), welche 1 – 3 Dioptrien beträgt.
- Ein zu kurzer Augapfel (bis zu etwa 6 Dioptrien). Dabei ist oft der Kammerwinkel zu eng und es kann das Kammerwasser nicht mehr richtig abfließen (erhöhter Augendruck, grüner Star = Glaukom).
- Abnahme der Akkommodationsfähigkeit im Alter (Presbyopie). Die Nahsicht kann nicht mehr eingestellt werden.

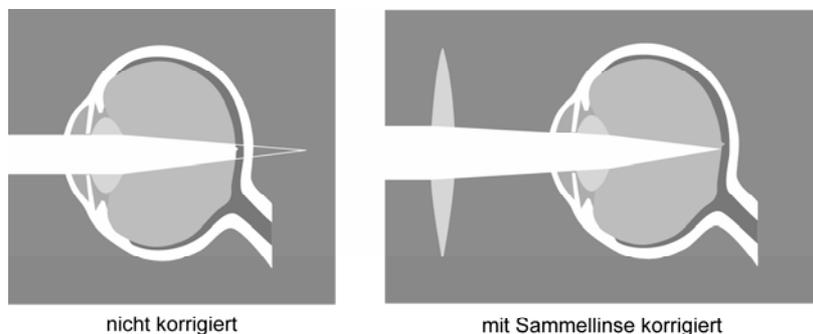


Abb. 82 weitsichtiges Auge

Um die Auswirkung einer Brille auf die Größe des Bildes auf der Netzhaut NH zu diskutieren, verwenden wir eine vereinfachende Modellierung der Situation. Dazu ersetzen wir die Hornhaut und die Augenlinse durch eine einzige dünne Linse AL.

Liegt nun ein Gegenstandspunkt G so weit vom Auge entfernt, dass er sowohl mit Brille als auch ohne Brille durch die Akkommodation auf die Netzhaut scharf abgebildet werden kann, dann betrachten wir den Seh-Strahl durch den Linsenmittelpunkt (Zentralstrahl bzgl. der Augenlinse) M , um das Netzhautbild B (ohne Brille) bzw. B' (mit Brille) zu konstruieren.

Beim Weitsichtigen wird durch die Sammelwirkung der Brille dieser Zentralstrahl zur optischen Achse geknickt und der Sehwinkel und damit auch das Netzhautbild werden grösser als bei der Sicht ohne Brille (Abb. 83). Beim Kurzsichtigen liegen wegen der Streuwirkung der Brille die Verhältnisse umgekehrt und er muss eine Verkleinerung des Netzhautbildes hinnehmen.

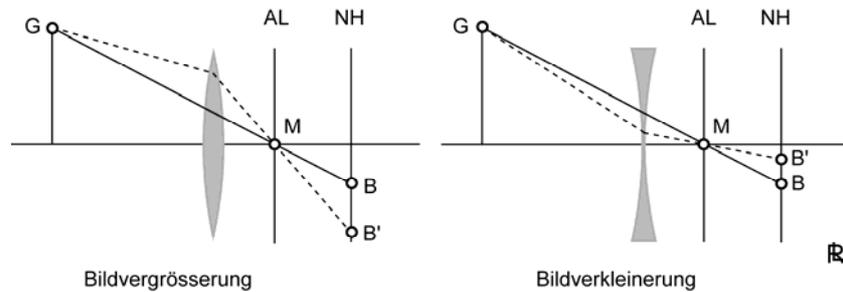


Abb. 83 Brillenwirkung auf die Netzhautbildgrösse

Sehr störend werden diese Effekte, wenn die beiden Augen einer grob unterschiedlichen Korrektur bedürfen. In einem solchen Fall ist das Gehirn überfordert, die beiden unterschiedlich grossen Netzhautbilder zu einem Gesamteindruck zu verarbeiten. Eine Abhilfe bringen hier Kontaktlinsen, welche in unserem Modell auch noch mit der Hornhaut und der Augenlinse vereinigt werden können, und so erklärlich keine Veränderung der Bildgrösse auf der Netzhaut bewirken. Eine andere Möglichkeit, solche Situationen zu meistern, bieten künstliche Augenlinsen, wie sie auch bei der Operation von grauem Star (Linsentrübung) zum Einsatz kommen. Schliesslich kann man bei guten Lichtverhältnissen noch zur Lochbrille bzw. Rasterbrille greifen. Solche Brillen korrigieren jeden Sehfehler ohne Bildveränderung.

Was steht auf einem Brillenrezept?

Der *Sphärenwert* gibt die notwendige Korrektur der Kurzsichtigkeit (Minus-Werte) bzw. der Weitsichtigkeit (Plus-Werte) in Dioptrien an.

Der sogenannte *Zylinderwert* gibt die Korrektur des Astigmatismus ebenfalls in Dioptrien an. Der sphärischen Form der Brillenflächen wird dann eine Kreiszyylinderform überlagert.

Der *Achswert* bestimmt die Winkel-Lage der Zylinderwirkung im Brillenglas und reicht von 0° bis 180° .

Der *Prismenwert* gibt eine Korrektur der Sehachse an (Schielen). Eine Prismendioptrie entspricht einer Ablenkung von 1cm pro Meter.

Die *Basis* (des Prismas) gibt die Lage des Prismas an.

Eine *Addition* gibt die Änderung der notwendigen Korrektur von der Fernsicht auf die Nahsicht an. Dies ist bei bifokalen und Gleitsichtbrillen von Bedeutung.

Die *Pupillendistanz* (PD) beschreibt den Abstand der beiden Augenpupillen.

Schliesslich kann noch der *Brille-Hornhaut-Abstand* angegeben sein.

Kontaktlinsen

Kontaktlinsen sind Glas- oder Kunststoffschalen, die mit ihrer inneren Fläche auf der Tränenflüssigkeit über der Hornhaut schwimmen.

Die Vorteile gegenüber der Brille sind:

- Das Netzhautbild wird durch Kontaktlinsen nicht vergrössert oder verkleinert, wenn eine Plus-Korrektur bzw. Minuskorrektur vorgenommen wird. (Plus-Brillengläser vergrössern und Minus-Brillengläser verkleinern das Netzhautbild, was bei ungleicher Korrektur links und rechts sehr störend sein kann.)
- Randunschärfen bzw. -verzerrungen, wie bei Brillen der Fall, kommen kaum vor.
- Das Aussehen des Linsenträgers wird nicht verändert (obwohl Brillen heute oft ein Schmuck sind).
- Kein Beschlagen und Verstauben (aber es kann Schmutz unter die Linse gelangen).
- Linsen sind für sehschwache Kinder oft besser geeignet als Brillen.

Aber es kann Komplikationen (vor allem bei weichen Linsen) geben:

- a. Am gefährlichsten sind Infektionen, welche auftreten, wenn die Linsen nicht regelmässig gereinigt werden.
- b. Nach übermässig langen Tragezeiten und bei ungünstigen Lebensgewohnheiten können Hornhautentzündungen auftreten.
- c. In die Hornhaut können Blutgefässe einwachsen (sehr schlecht).
- d. Die Reinigungsmittel können Allergien auslösen.

Die Hornhaut, die Pupille und die Linse sind ungefähr rotationssymmetrisch mit derselben Rotationsachse, welche als die optische Achse des Auges bezeichnet wird. Die Sehachse (Abb. 84) hingegen ist die Verbindungsgerade von Gegenstandspunkt und Fovea. Sie schliesst mit der optischen Achse einen Winkel von etwa 5° ein, was bei einer Brillenanpassung zu beachten ist. Praktisch wird aber die Brille meistens um etwa 12° nach vorne unten geneigt (von der Körpergrösse abhängig), um der sogenannten Hauptblickrichtung zu entsprechen.

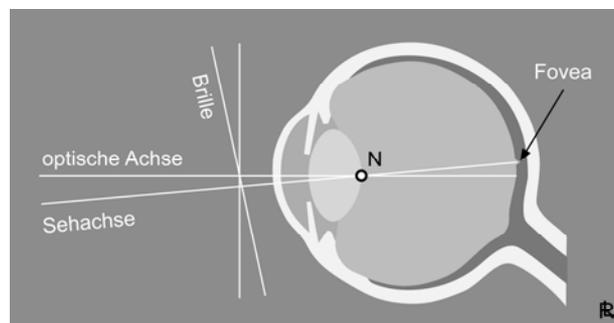


Abb. 84 Sehachse und optische Achse

Die Taucherbrille

Die Effekte, welche bei der Taucherbrille zu beobachten sind, geben oft Anlass zu Fragen, deren Beantwortung auch für den Bau von Unterwasserkameras von Bedeutung ist.

Bei einem Tauchgang mit unbewaffnetem Auge sieht der Normalsichtige alles unscharf.

Das Wasser vor der Hornhaut hat den Brechungsindex $n_W = 4/3 = 1.333$, der Brechungsindex der Hornhaut ist $n_H = 1,376$ und der vordere Hornhautradius ist nach Gullstrand gleich $0,0077m$.

Daraus ergibt sich in Wasser für die vordere Hornhautfläche eine Dioptrienzahl von

$D_W = (n_L \cdot r / (n_H - n_L))^{-1} = +5,58$ im Gegensatz zu den $+48,83$ Dioptrien, welche die vordere Hornhautfläche in der Luft entwickelt. Wir haben also unter Wasser eine Weitsichtigkeit von rund $5,58 - 48,83 \approx -43$ Dioptrien vorliegen.

Die Linse des Seehundauges ist an die Brechkraft des Wassers angepasst. So können Seehunde unter Wasser sehr gut und scharf sehen. Über Wasser sind Seehunde stark kurzsichtig und reagieren praktisch nur auf Bewegungen.

Die Verwendung einer Taucherbrille mit planparalleler Sichtplatte ermöglicht es dem Menschen auch unter Wasser scharf zu sehen. Allerdings ergibt die Taucherbrille eine Sehwinkelvergrößerung¹³, welche von der Brechung an der Trennfläche Wasser-Luft kommt (die Dicke der Sichtplatte kann dabei vernachlässigt werden). Der unerfahrene Taucher muss daher an Land enttäuscht erkennen, dass seine Beute viel kleiner ist, als unter Wasser angenommen (Abb. 85).

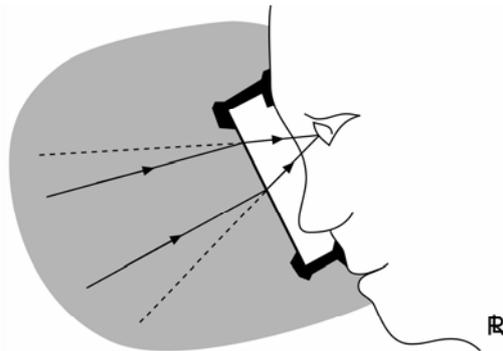


Abb. 85 Vergrößerung durch Taucherbrille

Die Vergrößerung durch die Taucherbrille hängt vom Abstand Sichtplatte-Objekt und vom Abstand Sichtplatte-Auge ab. Sie beträgt 25-33%.

Die Abbildung auf die Netzhaut

Makula

Die Makula ist der Teil der Netzhaut, welche die Fovea enthält und für unser *zentrales Sehen* zuständig ist. Jedes Objekt, welches wir direkt betrachten, wird von der Netzhaut der Makula registriert. Alle Objekte, die wir nicht direkt betrachten, aber dennoch wahrnehmen, werden von den übrigen Retinabereichen aufgenommen. Dies bezeichnet man auch als *peripheres Sehen* oder Gesichtsfeld. Die Makula hat einen Durchmesser von etwa 3-5 mm. In der äusseren plexiformen Schicht (= Schicht der Axone der Photorezeptoren und direkt vor den Zellkernen der Photorezeptoren gelegen) der Makula-Retina sind viele zitronengelbe *Xanthophyll-Pigmente* eingelagert, welche die Makula als „gelben Fleck“ erscheinen lassen. Eine biologische Funktion dieses Blaufilters (undurchlässig für blaues und UV-Licht) lässt sich nicht genau erkennen. Ein Hinweis könnte sein, dass dieser Blaufilter nur bei Tageslicht-aktiven Primaten vorkommt. Jedenfalls werden eventuelle Reste von UV-Licht, welche trotz der UV-Filterwirkung der Linse bis zur Makula dringen können, hier vernichtet, bevor sie Schaden bei den Photorezeptoren in diesem wichtigen Teil der Netzhaut anrichten können. Blaues Licht wird etwas vor der Fovea (die ja vertieft ist) fokussiert und würde ohne den Blaufilter daher sowieso nur unscharf zum Bild auf der Netzhaut beitragen. Andererseits gibt es aber in der Makula kaum Photorezeptoren, welche für blaues kurzwelliges Licht empfindlich sind. Bedenkt man, dass das in das Auge dringende zentral wahrgenommene Licht auf der Makula wie mit einem Brennglas fokussiert wird und dass nicht nur UV-Licht sondern auch blaues Licht freie Radikale (welche den Photorezeptoren schaden können) erzeugt, so erscheint als nützlich, wenn blaues Licht von einem Blaufilter abgefangen wird. Dies ist vielleicht das beste Argument für den Nutzen der gelben Xanthophyll-Pigmente in der Makula.

In der Wahrnehmung tritt dieser Blaufilter bei vielen Menschen als sogenannter *Maxwellscher Fleck* (dunklere Umgebung des Punktes der Blickfixierung) auf.

Die Fovea

Richtet sich der Blick auf eine Stelle des visuellen Interesses (=betrachteter Gegenstandspunkt G), so geht die Sehachse (Abb. 84) durch

1. diesen Punkt G der Aussenwelt,
2. dem Knotenpunkt N knapp hinter der Linse und
3. einen kleinen Bereich auf der Netzhaut, welcher als *Fovea* oder *Stelle des schärfsten Sehens* bezeichnet wird.

Die Fovea ist eine Vertiefung (*Sehgrube*, *Netzhautgrube*) in der Netzhaut und ein Teilbereich der Makula. Der zentrale Anteil der Fovea ist frei von Stäbchen und Gefässen. Die Zapfen (farbempfindliche Rezeptoren) sind mosaikartig dicht gedrängt angeordnet.

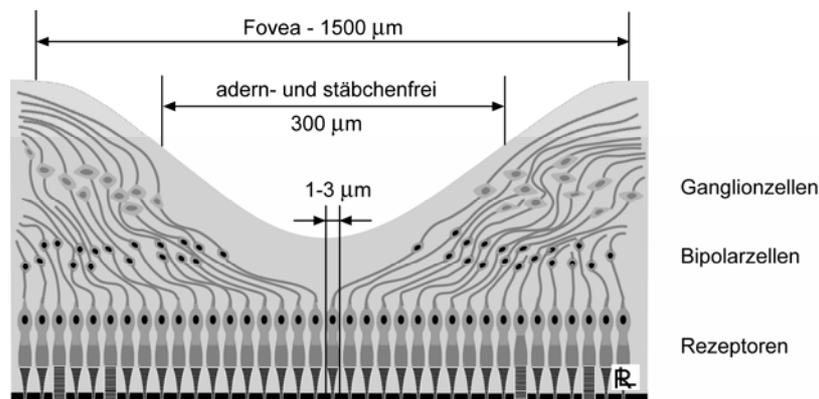


Abb. 86 Nervenzellen in der Fovea

Die Abbildung (Abb. 86) zeigt nur das Schema des Aufbaus der Fovea. Die Grössenverhältnisse sind in Wirklichkeit ganz andere. Die Makula (der gelbe Fleck) hat etwa $3\text{--}5\text{ mm} = 5000\text{ }\mu\text{m}$ Durchmesser. Die Fovea hat einen Durchmesser von $1500\text{ }\mu\text{m}$. Die gefäss- und stäbchenfreie Zone hat einen Durchmesser von etwa $300\text{ }\mu\text{m}$. Die Zapfen in der Fovea haben einen Durchmesser von $1\text{--}3\text{ }\mu\text{m}$ und stehen dicht nebeneinander (*Zapfenmosaik*).

Die Dicke der Netzhaut beträgt an der Stelle der grössten Eintiefung der Fovea etwa $10\text{ }\mu\text{m}$ und neben der Makula etwa $24\text{ }\mu\text{m}$. Gegen den Äquator des Augapfels nimmt sie auf etwa $18\text{ }\mu\text{m}$ ab. Am Sehnerv (Nervus opticus), wo sich Sehnervenfasern und Blutgefässe häufen, ist etwa $560\text{ }\mu\text{m}$.

Die Netzhaut hat einen sehr inhomogenen Aufbau und das betrifft auch den Brechungsindex. Die äusserste Schicht besteht aus den Rezeptoren, welche an eine dunkle Pigmentschicht anschliessen. Im Wesentlichen haben die inneren Schichten der Netzhaut einen höheren mittleren Brechungsindex als der Glaskörper (Abb. 87). Wegen der Form der Netzhautgrube wirken diese inneren Schichten dort als eine brennweitenverlängernde Zerstreulinse, welche die einfallenden Strahlen auf mehr Rezeptoren aufteilt, sodass eine grössere Auflösung beim Sehen an der Netzhautgrube entsteht. Bei manchen Raubvögeln (z.B. Mäusebussard) ist die Netzhautgrube wesentlich tiefer als beim Menschen, sodass die Auflösungsverbesserung noch viel deutlicher ausfällt¹⁴.

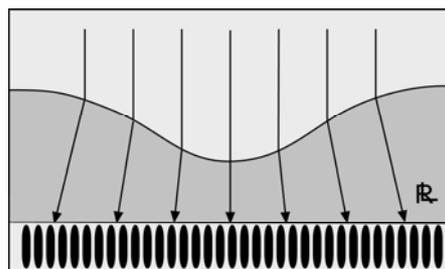


Abb. 87 Telephoto-Linsen-Effekt

Einige Skepsis gegenüber dieser Erklärung der Netzhautgrube ist allerdings angebracht, weil sich ein Linseneffekt in einer solchen Situation nur dann einstellen würde, wenn eine glatte brechende Fläche auf beiden Seiten von optischen Medien mit jeweils homogenem oder sich regulär änderndem Brechungsindex (Gradientenoptik) umgeben ist. Die Netzhautgrube bewirkt aber jedenfalls, dass der von Inhomogenitäten des Brechungsindex gestörte Lichtweg durch die Netzhautzellen zu den Rezeptoren verkürzt wird und damit schon alleine deswegen eine Verbesserung der Auflösung vorliegt.

Die Rezeptorschicht (äusserste Schicht der Netzhaut) besteht aus Millionen von nebeneinandergestellten Rezeptoren, welche unterschiedliche Aufgaben haben und in der inneren Schicht der Netzhaut so

verschaltet sind, dass schon in der Netzhaut ein beachtlicher Teil der Bildverarbeitung stattfindet. Die Netzhaut wird unter Anderem auch daher als ein Teil des Gehirnes betrachtet.

Indirektes Sehen

Die ungefähr 300 μm grosse stäbchenfreie Fläche im Zentrum der Fovea ist mit ihrem reinen Zapfenbesatz bezüglich der Helligkeitswahrnehmung relativ unempfindlich. Bei der Sternbeobachtung richtet der Astronom daher seinen Blick nicht direkt auf sondern neben lichtschwache Himmelsobjekte, um diese besser erkennen zu können (indirektes Sehen).

Der Stiles-Crawford-Effekt

Die fovealen Zapfen zeigen eine starke Richtungsabhängigkeit ihrer Empfindlichkeit. Nimmt man an, dass die Pupille 8 mm weit geöffnet ist, und dass für einen Zentralstrahl die Zapfensensitivität auf 1 normiert ist, so ergibt sich in Abhängigkeit von der Distanz des Strahleintritts vom Zentrum der Pupille die folgende Sensitivitätscharakteristik (Abb. 88) der fovealen Zapfen.

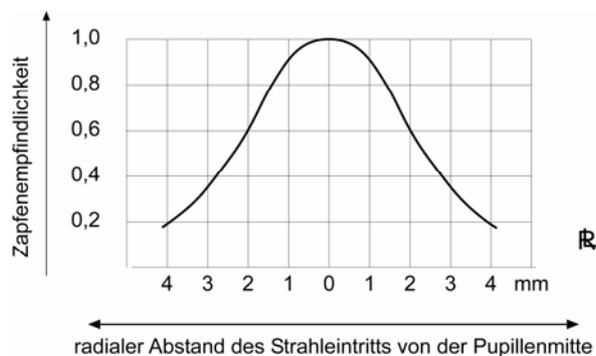


Abb. 88 Stiles-Crawford-Effekt

Historisch ist diese Richtungssensitivität als *Stiles-Crawford-Effekt*¹⁵ bekannt. Es gibt unterschiedliche Erklärungen und unterschiedliche Spekulationen über Auswirkungen dieses Effekts (Abb. 89). Das Randgebiet der Pupille nimmt einen grossen Anteil der Gesamtfläche der Pupille ein. Durch den Stiles-Crawford-Effekt sind nun die Randstrahlen (welche ja eher zu einer unscharfen Abbildung führen) weniger an der Erzeugung des Bildes in der Fovea beteiligt, das heisst: Der Stiles-Crawford-Effekt ist für eine scharfe Abbildung in der Fovea förderlich.

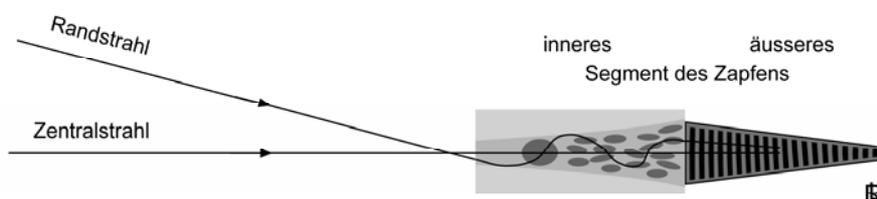


Abb. 89 Randstrahlen haben mehr Hindernisse und einen längeren Weg zu durchlaufen und können deswegen weniger gut zur Wirkung gelangen

Die andere Sorte von Rezeptoren, die Stäbchen, treten in der Fovea nicht auf. Sie dienen einer hochempfindlichen aber unscharfen Lichtdetektion im peripheren Gesichtsfeld. Aus jeder Richtung eintreffende Strahlen führen zu einer Reizung der Stäbchen und somit kann hier keine ausgeprägte Richtungssensitivität beobachtet werden.

Die Achsenausrichtung der Photorezeptoren in der Netzhaut

Auf der optischen Achse des Auges nahe der Hinterfläche der Linse liegen die *Knotenpunkte* K_1 und K_2 , welche man sich durch einen einzigen Punkt N ersetzt denken kann. Jede Verbindungsgerade von

einem Gegenstandspunkt P zu seinem entsprechenden Bildpunkt P^* auf der Netzhaut geht durch diesen Punkt N . Die Achsen der Rezeptoren sind alle auf den Punkt N gerichtet (Abb. 90).

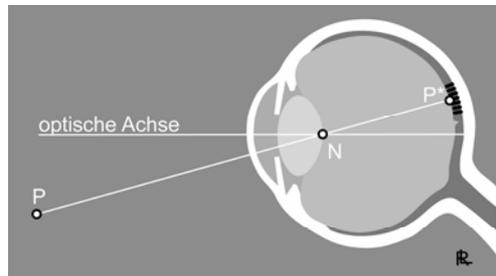


Abb. 90 Achsenausrichtung der Photorezeptoren

Pigmentepithel

Am Pigmentepithel haben die in das Auge gelangten Lichtstrahlen ihre Reizfunktion erfüllt und werden, um unkontrollierbare Reiz-Irritationen durch weitere Reflexionen und dadurch Streulicht zu verhindern, dort von dunklen Melanin-Pigmenten (Abb. 91) in Wärme umgewandelt. Die äusseren Segmente der Rezeptoren stecken in den Zellen des Pigmentepithels, ohne mit diesem verwachsen zu sein. Bei hellem Licht werden die Sehzellen durch Einsenkung in das Pigmentepithel mehr abgeschirmt, was neben der Pupillenverengung ebenfalls eine Helladaptation (Anpassung an starkes Licht) zur Folge hat.



Abb. 91 Pigmentepithel

Der blinde Fleck (Discus opticus)

Die Rezeptoren senden elektrische Signale aus, welche noch in der Netzhaut weiter verarbeitet werden, dabei nach innen (Richtung Augenzentrum) gehend schliesslich die Ganglionzellen der Netzhaut erreichen und dort durch deren Axone (Nervenfasern) in das Gehirn abgeleitet werden (Abb. 92). Diese Axone liegen auf der Innenfläche der Netzhaut und sammeln sich beim „blinden Fleck“, wo sie dann gemeinsam als Sehnerv das Auge verlassen. Beim blinden Fleck befinden sich keine Rezeptoren. Daher werden Gegenstandspunkte, welche auf den blinden Fleck abgebildet werden, nicht wahrgenommen.

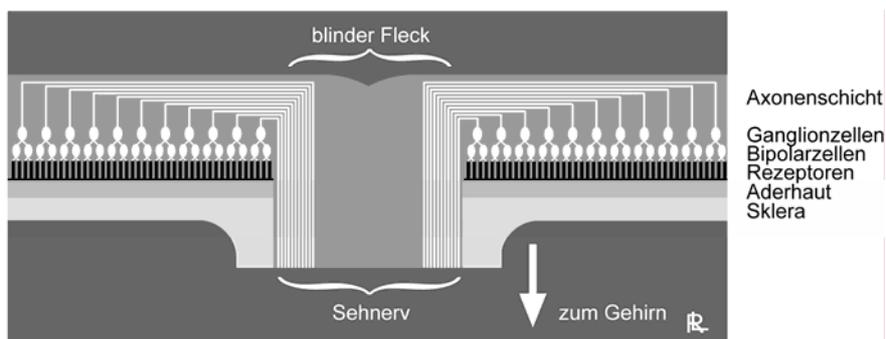


Abb. 92 blinder Fleck

Das Experiment zum blinden Fleck

Das rechte Auge schliessen und mit dem linken Auge auf das **L** schauen (Abb. 93). Die Distanz zum Papier (etwa 50 cm) langsam verändern, solange bis das **R** nicht mehr sichtbar ist.

R

L

Abb. 93 Experiment zum blinden Fleck

Dieser Effekt tritt natürlich fortwährend auf. Aus Gewöhnung und weil die Gesichtsfelder des rechten und des linken Auges zusammen sich ergänzen, wird er aber nicht wahrgenommen.

Die Fixation der Blickrichtung durch die äusseren Augenmuskeln

An jedem Auge setzen innerhalb der Augenhöhle (Orbita) von aussen 6 Muskeln (Abb. 94) an, deren Aktionen Drehbewegungen des Auges um ein Zentrum, das sich praktisch in der Augenmitte befindet, hervorrufen. Grob gesprochen können diese Muskeln zu drei Paaren zusammen gefasst werden. Zwei dieser Muskelpaare heissen die geraden Augenmuskeln und bewirken hauptsächlich die Drehbewegungen oben-unten und links-rechts. Die Muskeln des dritten Paares heissen die schiefen Augenmuskeln und sie bewirken eine Drehung des Auges um seine optische Achse im Uhrzeiger- oder im Gegenuhrzeigersinn (okuläre Raddrehung). Eine weitergehende Analyse zeigt aber ein kompliziertes Zusammenspiel der Augenmuskeln, bei dem primäre, sekundäre und tertiäre Aktionen der Augenmuskeln unterschieden werden. Ein genaues Verständnis dieser Bewegungen erfordert eine exakte Kenntnis der Ansatzpunkte der Augenmuskeln relativ zu den Drehachsen des Auges.

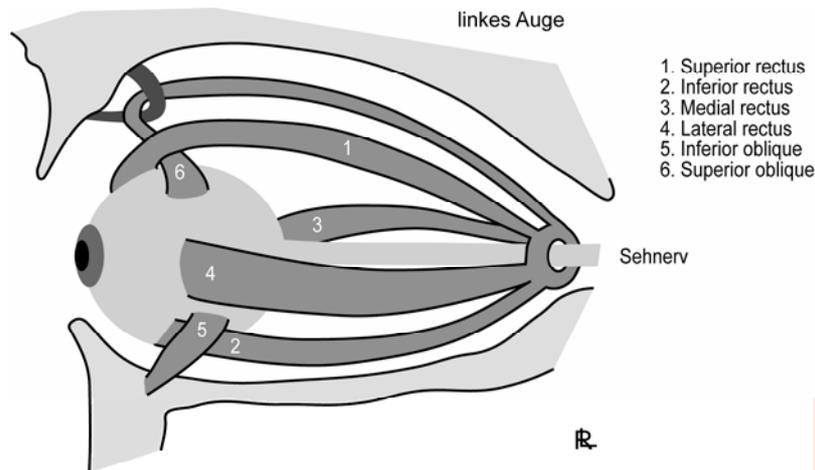


Abb. 94 äussere Augenmuskeln

Die geraden Muskelpaare alleine würden offensichtlich schon genügen, um mit ihren Aktionen das Bild eines jeden gewünschten Gegenstandspunkts in das Netzhautzentrum, die Fovea, zu rücken. Das dritte, das schiefe Muskelpaar handelt dem ersten Anschein nach nur die Schwierigkeit ein, dass nun noch unbestimmt ist, wie das Netzhautbild um die Fovea gedreht ist. Würde die Vorgeschichte, die zur gegebenen Augenstellung führt, für diese Drehung verantwortlich sein, so wäre das äusserst störend.

In der Tat richtet sich aber das Auge, durch eine Gehirnleistung bedingt, so aus, dass das Netzhautbild unabhängig von der Vorgeschichte ist. Über die alte Frage: „Warum das dritte Muskelpaar, wenn es dadurch einer zusätzlichen Gehirnleistung bedarf, um die unnötigen Freiheiten wieder loszuwerden?“ wird auch heute nur spekuliert. Uns fällt aber auf, dass durch die schiefen Augenmuskeln eine Drehung des Netzhautbildes um die Fovea ausgewählt werden kann, welche „günstig“ (wie immer das auch zu interpretieren ist) zur momentanen relativen räumlichen Lage des anderen Netzhautbildes im zweiten Auge passt.

Dem niederländische Augenarzt Frans Cornelius Donders (1818-1889) verdanken wir die Beobachtung¹⁶, dass die okuläre Raddrehung nur von der Blickrichtung des Auges abhängt, also die Drehung des Netzhautbildes um die Fovea unabhängig ist von dem Weg, auf dem das Auge in seine Position gekommen ist.

Ein Gauss-Schüler, der Mathematiker und Geologe Johann Benedikt Listing (1808-1882), konnte die Gesetzmässigkeit¹⁷, mit der sich die okuläre Raddrehung eindeutig einstellt, finden:

Wenn man jede mögliche Augenposition als durch eine einzige passende Drehung von der gleichen Ausgangsposition aus erreicht auffasst, so liegen alle dazugehörigen Drehachsen in einer Ebene (Listingsche Ebene), welche senkrecht zur Blickrichtung der Ausgangsposition verläuft und durch das motorische Augenzentrum geht.

Saccaden

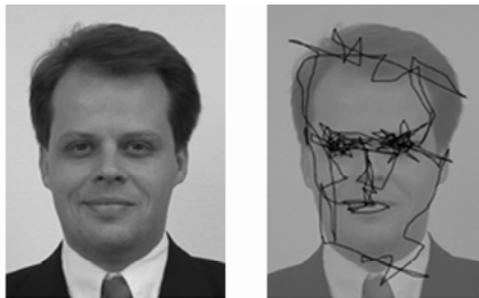


Abb. 95 saccadische Bewegung des Blickes über das Bild

Die 6 äusseren Muskeln eines jeden Auges erlauben äusserst feine und schnelle Änderungen der Blickrichtung. Fordert man einen Probanden auf, das linke Bild (Abb. 95) zu betrachten, so stellt sich sein Blick unwillkürlich auf eine diskontinuierliche abrupte Abtastung (Sakkaden) des Gesichtes (rechtes Bild) ein, welche durch Drehbewegungen des Augapfels (3-4 pro Sekunde) erfolgt. Überlagert sind noch ein hochfrequentes Zittern und Fixationsfehler, welche wieder korrigiert werden. Dadurch wird ein und derselbe Gegenstandspunkt in rascher Folge auf verschiedenen Orten der Netzhaut abgebildet und das Gehirn kann aus diesen vielen unterschiedlichen Abbildungen einen schärferen Eindruck, als es bei einem statischen Bild möglich wäre, extrahieren. Das Auflösungsvermögen steigt dabei auf Bruchteile (auf 1/5 bis 1/3) des Durchmessers von fovealen Zapfen (*überscharfes Sehen*¹⁸).

Ein spezielles Modell des überscharfen Sehens liegt in der sogenannten *Vernier-Schärfe* (Positions-Schärfe) vor (Abb. 96). Dabei geht es um das Erkennen von geringfügigen Ortsveränderungen (Bruchteile des Abstandes der Zapfen voneinander) gut auflösbarer grösserer Objekte. In der Skizze ist beispielhaft ein Netzhautbild mit glockenförmiger Helligkeitsverteilung dargestellt.

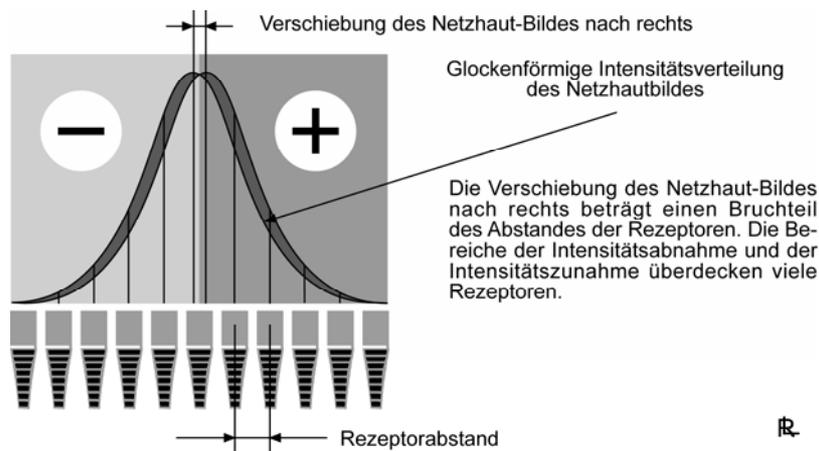


Abb. 96 Vernier-Schärfe

Man kann nun gut beobachten, dass bei einer kleinen Ortsverschiebung des Bildes eine grössere Menge von Rezeptoren eine Reizveränderung erfährt und daher diese kleine Ortsveränderung wahrgenommen werden kann. Es ist nun eine Aufgabe der neuronalen Verrechnung, aus diesen Reizveränderungen die Ortsveränderung des Bildes zu rekonstruieren.

Das Gesichtsfeld

Das Gesichtsfeld ist der ohne Augen- und Kopfbewegung gleichzeitig sichtbare Bereich. Er beträgt horizontal 190° bis 140° Grad und vertikal etwa 150° . Etwa 10° des Randbereiches beiderseits taugen nur zur Bewegungserkennung. In der Mitte des Gesichtsfeldes sind etwa 120° von beiden Augen (von der Gesichtsform und Rasse abhängig) erfasst, und nur in diesem Bereich kann räumlich gesehen werden. Alkohol, Medikamente und seelische Anspannungen können das Gesichtsfeld einschränken. Die Form des Gesichtsfeldes ist oval und hängt auch von der Kopfgröße ab.

Literaturhinweise

Lehrbücher und Monographien:

Atchison David A. and Smith George, *Optics of the Human Eye*, Butterworth/Heinemann (2000)

Oyster Clyde W., *The Human Eye, Structure and Function*, Sinauer Associates, Inc. Publishers, Sunderland, Massachusetts (1999)

Rodieck R.W., *The First Steps in Seeing*, Sinauer Associates, Inc. Publishers, Sunderland, Massachusetts (1998)

Goldstein E.B., *Wahrnehmungspsychologie*, Spektrum Akademischer Verlag (2002)

Hecht Eugene, *Optics*, Addison-Wesley (1990)

Wandell B., *Foundations of Vision*, Sinauer Associates, Inc. Publishers, Sunderland, Massachusetts (1995)

¹ **Hecht Eugene**, *Optics*, (457-459). Addison-Wesley (1990)

² **Ogle K.N.**, *Optics*, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1961)

Bennett A.G. and Francis J.L., *The eye as an optical system*, Chapter 8 in **Davson H. ed.** *The Eye: Volume 4 Visual Optics and the Optical Space Sense*, Academic Press, New York, pp. 101-131 (1962)

Hopkins R.E., *Visual optics*, Chapter 4 in *Optical Design (MIL-HDBK-141)*, Standardization Division, U.S. Defense Supply Agency, Washington, D.C., pp. 4.1-4.19 (1962)

³ **Enoch J.M.**, *Visualization of wave-guide modes in retinal receptors*, *Am. J. Ophthalmol.* 51, 1107-1118 (1961)

Snyder A.W. and Pask C., *The Stiles-Crawford effect-explanation and consequences*, Vis. Res. 13, 1115–1137 (1973)

Miller W.H., *Receptor-optic wave-guide effects*, Invest. Ophthalmol. 13, 556–569 (1974)

Miller W.H., *Optical guiding by photoreceptor cells*, Fed. Proc. 35, 37–43 (1976)

Kirschfeld K. and Snyder A.W., *Measurement of a photoreceptor's characteristic waveguide parameter*, Vision Res. 16, 775–778 (1976)

Snyder A.W. and Menzel R. eds., *Photoreceptor Optics* (Springer-Verlag, New York (1975)

Enoch J.M. and Tobey F.L. Jr. eds., *Vertebrate Photoreceptor Optics* (Springer-Verlag, New York (1981)

Snyder A.W., Bossomaier T.J., and Hughes A.A., *The theory of comparative eye design*, in *Vision: Coding and Efficiency* (Cambridge University Press). Edited by C. Blakemore (1990)

Miller W.H. and Snyder A.W., *Optical function of myoids*, Vision Res. 12, 1841–1848 (1972)

⁴ Sphärische Modelle:

Gullstrand A.; Appendix II.3 *The optical system of the eye*, in: von Helmholtz H, *Handbuch der physiologischen Optik*, 1909

Emsley H.H., *Visual Optics*. Hampton Press Ltd., London (1939)

LeGrand Y., *Optique physiologique. T. 1. La dioptrique de l'œil et sa correction*. Editions de la revue d'optique, Paris. Polycopié Ergonomie B2, CNAM. (1972)

Asphärische Modelle:

Lotmar W., *Theoretical Eye Model with Aspherics*, Journal of the Optical Society of America, Vol 61 No 11, pps 1522-1529 (1971)

Kooijman Aart C., *Light distribution on the retina of a wideangle theoretical eye*. J Opt Soc Am 73:1544-1550. Navarro (JOSA A Vol 2, p. 1273) (1983)

⁵ **Gullstrand Allvar** erhielt 1911 Nobelpreis in Medizin für seine optischen Vermessungen des Auges.

⁶ **Emsley H.H.**, *Visual Optics*, Volume 1. Optics of Vision. London, Hatton Press (1952)

⁷ **Palme D.A.**, *Nonadditivity in color matches with four instrumental stimuli*, J Opt Soc Am. Aug;71(8):966-969 (1981)

⁸ **Haidinger W.K.** *Über das direkte Erkennen des polarisierten Lichts*, Poggendorf Annalen 63: 29-39 (1844)

De Vries H.R., Jielof R., und Spoor A., *Properties of the eye with respect to polarized light*, Physica 19: 419-432 (1953)

Pröbstl A., *Das Haidinger-Büschel als Urphänomen der Polarisationserscheinungen*, Elemente der Naturwissenschaft 69 (2): 1-26 (1998)

Shurcliff W.A., *Haidinger's brushes and circularly polarized light*, Journal of the Optical Society of America 45: 399 (1955)

Zhevandrov N.D., *Polarisation physiological optic*, Physics Uspekhi 38 (10): 1147-1167 (1995)

⁹ **Spottiswoode William**, *Polarisation of Light*, Macmillan and Co, Ch. VII. London (1874)

¹⁰ **Wässle H. and Boycott B.B.**, *Functional architecture of the mammalian retina*, Physiol. Rev. 71, 447-480 (1991)

¹¹ **Cambell F.W. and Gubisch R.W.**, *Optical quality of the human eye*, J. Physiol. (Lond.) 186, 556-578 (1966)

¹² **Anderson, S. J., Mullen, K. T., and Hess, R. F.** *Human peripheral spatial resolution for achromatic and chromatic stimuli: limits imposed by optical and retinal factors.* J Physiol (Lond). 442:47-64. (1991)

Jennings J.A.M. and Charman W.N., *Off-axis image quality in the human eye,* Vis.Res.21, 445-455 (1981)

¹³ **Ross H.E., Franklin S.S., Weltman G. and Lennie P.,** *Adaptation of Divers to Size Distortion Under Water,* Br. J. Psychol. 61, pp. 365-373 (1970)

¹⁴ **Kamann H.** in **Westphal Wilhelm,** *Physik* 20./21. Auflage, Seite 510 (1959)

Snyder A.W. and Miller W.H., *Telephoto lens system of falconiform eyes.* Nature 275, 125-129 (1978)

¹⁵ **Stiles W.S., Crawford B.H.,** *The luminous efficiency of rays entering the eye pupille at different points,* Proc. Roy.Soc.(London) B122, 428 (1933)

¹⁶ Das Gesetz von **Donders Franciscus Cornelius**

Donners F.C., *Beiträge zur Lehre von den Bewegungen des menschlichen Auges.,* Holländische Beiträge zu den Anatomischen und Physiologischen Wissenschaften 1:105–145 (1848)

¹⁷ Das Gesetz von **Listing Johann Benedikt** (1854 unpubliziert)

Helmholtz Hermann v., *Handbuch der Physiologischen Optik,* L.Voss Hamburg und Leipzig. (1867)

¹⁸ **Wehrhahn C. and Wachtler T.,** *Hyperacuity: Old and new facts and a model.* Perception 25 supplement (1996)

Wachtler T., Wehrhahn C. and Lee B.B. *A simple model of human foveal ganglion cell responses to hyperacuity stimuli.* Journal of Computational Neuroscience 3 (1):73-82 (1996)