Chip-on-the-Tip-Endoskope mit Variooptik und LED-Beleuchtung für den medizinischen Einsatz

von

Diplom-Ingenieur Robert Dreyer genannt Daweke

aus Berlin

von der Fakultät V - Verkehrs- und Maschinensysteme -
der Technischen Universität Berlin
zur Erlangung des akademischen Grads

Doktor der Ingenieurwissenschaften

-Dr.-Ing.-

genehmigte Dissertation

Tag der wissenschaftlichen Aussprache:
17.09.2010

Berlin 2011

D 83

Promotionsausschuss:

Vorsitzender: Prof. Dr.-Ing. Frank Thiele	(TU Berlin)
1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Heinz Lehr	(TU Berlin)
2. Gutachter: Prof. Dr.-Ing. Henning Meyer	(TU Berlin)
3. Gutachter: Dr.-Ing. Stephan Schrader	(how to organize GmbH, Berlin)

Tag der Eröffnung des Promotionsverfahrens:	05.07.2010
Tag der wissenschaftlichen Aussprache:	17.09.2010

Vorwort

Diese Dissertation entstand im Rahmen meiner Arbeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Fachgebiet Mikrotechnik des Instituts für Konstruktion, Mikro- und Medizintechnik der Technischen Universität Berlin.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. rer. nat. Heinz Lehr, nicht nur für die Betreuung der Dissertation und die fachliche Unterstützung, sondern ebenfalls für die sehr angenehme Arbeitsatmosphäre sowie die vielen Gespräche auch über nicht fachliche Inhalte. Genauso möchte ich Frau Dr. Helena Lehr für die Korrektur des Manuskripts und ihr unermüdliches Engagement in allen Bereichen des Institutsalltags danken.

Herrn Professor Dr.-Ing. Henning Meyer und Herrn Dr.-Ing. Stephan Schrader danke ich für die Begutachtung der Arbeit und Herrn Professor Dr.-Ing. Frank Thiele für den Vorsitz im Prüfungsausschuss.

Weiterhin möchte ich allen Kollegen am Fachgebiet für die sehr gute Zusammenarbeit danken, insbesondere den an dem Projekt beteiligten Dipl.-Ings. Daniel Brüggemann, Florian Bühs, Martin Kelp, Stefan Oginski, Sebastian Schlegel und Walter Vogel. Meinem ehemaligen Kommilitonen und Kollegen Dr.-Ing. Martin Lück danke ich für die stets anregenden Diskussionen.

Meinen Eltern danke ich für die Unterstützung während des Studiums und beim Schreiben dieser Arbeit.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung....3

2 Stand der Technik....7

2.1 Technische und medizinische Endoskope....7

2.2 Starre und flexible Endoskope....8

2.3 Aufbau klassischer flexibler Endoskope....8

2.4 Klassischer Hopkins-Aufbau....9

2.5 Chip-on-the-Tip-Endoskope....11

2.6 Beleuchtungssystem....12

3 Gesamtaufbau....14

3.1 Konzepte zur Entwicklung neuer Endoskope....14

3.2 Aufbau des LED-Endoskops....15

3.3 Aufbau des Zoomendoskops....16

4 Beleuchtungssystem....18

4.1 LED-Beleuchtung....18

4.1.1 Typen und Kenngrößen von LEDs....19

4.1.2 Auswahl einer geeigneten LED....25

4.2 Wärmeabfuhr....27

4.2.1 Kühlung mit Peltier- Elementen....27

4.2.2 Flüssigkeitskühlung....28

4.2.3 Wärmerohre....30

4.2.4 Kühlsystem....31

Aufbau....31

Temperaturmessungen....32

5 Auslegung der optischen Systeme....35

5.1 Generelle Anforderungen....35

5.2 Optisches System für das LED-Endoskop....36

5.2.1 Aufbau des Systems....36

5.2.2 Bewertung der Abbildungsleistung....43

Subjektive Bildqualität....43

Modulationsübertragungsfunktion....46

Farbwiedergabe....53

5.3 Zoom- und Fokusoptik....56
5.3.1 Aufbau des Systems....56
5.3.2 Bewertung der Abbildungsleistung....59
5.4 Optisches System für eine abwinkelbare Spitze....60
5.5 Autofokus....63
5.6 Berechnung der Modulationsübertragungsfunktion....65
6 Aktorik....73
6.1 Aktoren für optische Komponenten....73
6.2 Aktor zur Fokussierung des LED-Endoskops....77
6.3 Aktor für die Einstellung des Bildfeldwinkels am Zoom-Endoskop....80
6.4 Aktor zur Fokussierung des Zoom-Endoskops....81
7 Optimierung von Optik und Aktorik....86
8 Montage....95
8.1 Montage des LED-Endoskops....95
8.2 Montage des Zoom-Endoskops....104
9 Zusammenfassung und Ausblick....109
10 Begriffserklärung....113
11 Literaturverzeichnis....122

1 Einleitung

In der Medizin wird seit jeher versucht, den Patienten möglichst ohne zusätzliche Belastung durch die Therapie zu behandeln. Gerade in der Chirurgie war dies jedoch über lange Zeit unmöglich, da der Zugang zum Operationsgebiet zwangsläufig mit großen Schnitten verbunden war. Dieses Problem versuchte Philipp Bozzini bereits 1806 mit einem Endoskop zu lösen. Aufgrund der technischen Beschränkungen konnte es sich zum damaligen Zeitpunkt jedoch nicht durchsetzen. Erst die Einführung der Stablinsenoptik durch Harold H. Hopkins und die Verwendung von externen Kaltlichtquellen statt thermischen Strahlern an der Endoskopspitze durch Karl Storz schafften die Voraussetzungen für den erfolgreichen Einsatz. Der große Durchbruch der minimal-invasiven Chirurgie begann in den 1990er Jahren und hat seitdem viele Eingriffe der offenen Chirurgie, die bis dahin als Goldstandard galten, abgelöst. In der Laparoskopie werden statt eines langen Schnitts, wie er in der offenen Abdominalchirurgie erforderlich ist, nur kleine, meist drei, Inzisionen gesetzt, um das Endoskop zur Bildgebung und zwei weitere Instrumente einzuführen. Dadurch werden deutlich weniger Traumata verursacht, der Patient hat nach der Operation geringere Schmerzen und kann aufgrund der schnelleren Genesung früher aus dem Krankenhaus entlassen werden. Weiterhin werden das Risiko durch Wundinfektionen oder -heilungsstörungen minimiert und zum Teil Patienten behandelbar, die aufgrund eines schlechten Allgemeinzustands nicht offen operiert werden könnten. Die Abbildung 1-1 zeigt eine typische minimal-invasive Operation.

Abb. 1-1 Typische minimal-invasive Operation

Die klassischen Endoskope setzen vornehmlich Wissen aus den Bereichen der Optik und der Feinmechanik ein. Diese Techniken sind schon lange etabliert und besitzen einen hohen Reifegrad, entsprechend klein fallen meist die Fortschritte auf diesen Gebieten aus. Das vergleichsweise neue Feld der Mikroelektronik hat sich hingegen gerade in den letzten Jahren rasant weiterentwickelt und wird dies allen Prognosen nach auch weiterhin tun. Mit der Mikroelektronik eröffnen sich Perspektiven, die Endoskopie weiter zu entwickeln, die bis vor einigen Jahren nicht denkbar waren, beispielsweise die Integration des Bildaufnehmers in der Endoskopspitze bei Chip-on-the-Tip-Endoskopen. Der Verzicht auf die sonst notwendigen Stablinsen kann die Produktionskosten senken, gleichzeitig die Robustheit des Systems erhöhen und die Bildqualität verbessern. Die Fortschritte in der Medizin werden auf diese Weise zum einen durch neue technische Entwicklungen, zum anderen durch die stetig steigenden Anforderungen der Ärzte und Patienten an Qualität, Sicherheit und Ergonomie vorangetrieben.

Im Projekt „Endomed“ wurden am Fachgebiet Mikrotechnik der Technischen Universität Berlin zwei neuartige Endoskope entwickelt, von denen das erste die Vorteile der neuen Chip-on-the-Tip-Technik mit denen der klassischen Endoskope verbindet und das zweite ein völlig neuartiges Beleuchtungssystem nutzt. Stablinsenendoskope kommen heute fast immer zusammen mit einer an den Okulartrichter angebrachten Kamera zum Einsatz, um das Bild auf einem Monitor darzustellen, wo es der Operateur bequem betrachten kann, statt gebückt in das Okular zu blicken, wie es früher der Fall war. Die Kameras bieten sowohl die Möglichkeit, das Bild auf unterschiedliche Objektabstände scharf zu stellen (Fokus), als auch den Bildausschnitt durch einen optischen Zoom zu verändern. Dies bedingt mindestens zwei axial bewegliche Linsen. Aufgrund des heute üblichen maximalen Außendurchmessers der Endoskope von zehn Millimetern und dem damit nur geringen Bauraum sind beide Funktionen bisher nicht in Chip-on-the-Tip-Endoskopen zu finden, wobei der Linsenantrieb das primäre Hindernis darstellt.

Am Fachgebiet Mikrotechnik wurden in den letzten Jahren verschiedene miniaturisierte Lineardirektantriebe entwickelt, so dass mittlerweile das Know-how vorliegt, genau für diesen Einsatzzweck optimal angepasste Aktoren auszulegen und zu bauen. Grundlage hierfür ist die Berechnung magnetischer Kreise mit leistungsfähigen Computerprogrammen auf Basis der finiten-Elemente-Methode. Auch diese haben große Fortschritte erzielt und erlauben die wirtschaftliche Entwicklung komplexer Systeme, da auf den zeitaufwendigen und teuren Musterbau in weiten Teilen verzichtet werden kann.

Ähnliches gilt für die Berechnung des optischen Systems, wofür das auf Raytracing ba-

sierende Computerprogramm ZEMAX zum Einsatz kommt. Durch die Möglichkeit, das Linsensystem am Computer zu modellieren, zu optimieren und hinsichtlich Abbildungsqualität sowie Fertigungstoleranzen zu untersuchen, kann die gesamte Entwicklung ohne Prototypen erfolgen, und der erste Aufbau erfüllt meist bereits sämtliche Anforderungen. Dies ist besonders wichtig, da die Fertigung von Linsen weitaus länger dauert und teurer ist, als der Bau mechanischer oder elektromechanischer Komponenten.

Die Herstellung von Standardendoskopen mit Stablinsen und der bildaufnahme am Endoskopende gilt als etabliert und die Ärzte haben sich, trotz aller Nachteile der starren Endoskopie, darauf eingestellt. Mit den Lineardirektantrieben und den mikroskopisch kleinen Bildaufnehmern entfallen jetzt jedoch alle Hindernisse, das optische System an die Endoskopspitze zu setzen und die Bildinformation nur noch über elektrische Leitungen zu übertragen. Damit entfällt die Notwendigkeit eines starren Schafts. Durch Integration der Zoom- und Fokusfunktion erreichen Chip-on-the-Tip-Endoskope die gleiche optische Flexibilität wie Stablinsenendoskope. So sind beispielsweise sowohl die genaue Untersuchung sehr kleiner Gebiete als auch eine gute Übersichtsdarstellung möglich, die für die Orientierung essentiell wichtig ist.

Das zweite Endoskop bedeutet bezüglich des Beleuchtungssystems eine radikale Abkehr von dem heute üblichen Konzept. Statt einer externen Kaltlichtquelle kommt eine LED an der Endoskopspitze zum Einsatz. Hierdurch entfällt das von den Operateuren als sehr hinderlich empfundene Lichtleitkabel das meist seitlich in den Endoskopschaft mündet und damit die Bewegungsfreiheit erheblich einschränkt. Weiterhin ergibt sich ein deutlicher Platz- und Kostenvorteil, da auf die teuren Halogen- oder Xenonlampen mit kurzer Lebensdauer in der Kaltlichtquelle verzichtet wird. Auch diese Entwicklung ist erst durch die im letzten Jahr stark gestiegene Effizienz der so genannten High-Power-LEDs möglich geworden. In der technischen Endoskopie sind erste Modelle mit LED-Beleuchtung kommerziell erhältlich. Im Bereich der Laparoskopie gibt es diese bisher nicht, da noch kein Hersteller die Schwierigkeiten der Kühlung gelöst hat. Aus Sicherheitsgründen darf sich der Endoskopschaft bei medizinischen Anwendungen nicht über 41°C erwärmen. Am Fachgebiet Mikrotechnik wurde eine Lösung gefunden, die Verlustwärme in den Griff zu führen und über dessen Oberfläche abzuführen. Das bei diesem Endoskop verwendete optische System besitzt eine motorische Scharfstellung, um Objekte in unterschiedlichen Abständen jeweils optimal abzubilden. Auf die Integration einer Zoomfunktion wurde in diesem Fall verzichtet, um die Komplexität der Entwicklung zu reduzieren und diese auf die Kernpunkte zu konzentrieren.

Diese Arbeit gibt erstmals einen kompletten Überblick zu den vielfältigen neuen Ansätze bei dem Aufbau von Chip-on-the-Tip-Systemen. Dabei wird deutlich, dass schon bei der Entwicklung mechanische, elektromagnetische und optische Anforderungen miteinander kollidieren. Infolge vielfältiger Entwicklungsarbeiten gelang es, Richtlinien und Konstruktionsregeln zu erarbeiten, die es dem Entwickler im Ansatz erlauben, grobe Fehler zu vermeiden, die letztlich zu einem nicht realisierbaren Gesamtaufbau führen würden. Darüber hinaus beschreibt diese Arbeit jedoch auch die Feinheiten der Entwicklungsarbeit, bis hin zu den Testprozeduren, denen ein optisches Linsensystem für die inzwischen sehr anspruchsvollen Operateure genügen muss.
Einen weiteren Schwerpunkt der Arbeit betreffen die Überlegungen bei der Entwicklung eines LED-Endoskops. Erstmalig gelang es, die Wärmeentwicklung durch die LED von der Endoskopspitze abzuleiten und die Temperatur im zulässigen Bereich zu halten. Der Vergleich mit der Beleuchtung des OP-Bereichs anhand einer konventionellen Lichtquelle zeigt zwar, dass die LED-Beleuchtung noch nicht ganz an den bisherigen Standard heranreicht. Allerdings lassen sich nach diesen ersten Arbeiten Wege zur Verbesserung erkennen, so dass jetzt schon deutlich wird, dass LEDs in vielen Fällen Kaltlichtquellen ablösen und damit erheblich zur Kostenreduktion und Einfachheit des Umgangs mit dem Endoskop beitragen werden.

2 Stand der Technik

2.1 Technische und medizinische Endoskope

Je nach ihrem Anwendungszweck wird zwischen technischen und medizinischen Endoskopen unterschieden. In beiden Bereichen werden sowohl starre als auch flexible Endoskope eingesetzt, siehe Kapitel 2.2.

Entsprechend den Einsatzbedingungen unterscheiden sich die Anforderungen an ein technisches Endoskop. In vielen Fällen sind sie wasserdicht und resistent gegen Öle und Benzin. Die Längen reichen von einigen Zentimetern bei starren Systemen bis über einhundert Meter bei flexiblen Typen, wobei diese zum Transport aufgerollt werden. Die Durchmesser unterscheiden sich ebenfalls erheblich, je nach Platz im zu untersuchenden Hohlraum. Die Blickrichtung ist häufig parallel zur Gerätelängsachse und gestattet durch Aufsetzen einer Hülse mit Spiegel bei Bedarf auch den Seitwärtsblick.

Medizinische Endoskope müssen aus hygienischen Gründen sterilisierbar sein, wobei das Autoklavieren, die Dampfsterilisation mit Wasserdampf bei 134°C und 2 bar Überdruck für mindestens fünf Minuten [1], die am meisten eingesetzte Sterilisationsart im Krankenhaus ist. Hieraus ergibt sich, dass das Endoskop dampfdicht sein muss, um ein Eindringen von Feuchtigkeit in das Innere zu vermeiden, damit sämtliche Komponenten die Sterilisationsprozedur unbeschadet überstehen. Die Dampfdichtheit wird typischerweise mit einem Heliumlecktest nachgewiesen, dem empfindlichsten Verfahren, um auch geringste Leckagen nachzuweisen. Undichtigkeiten führen nicht nur zu hygienischen Problemen, sondern eindringende Feuchtigkeit kann auch die Elektronik zerstören und ein Beschlagen der Optik verursachen.

Mehr noch als bei der technischen Anwendung stehen Sicherheitsaspekte im Vordergrund. Eine unbeabsichtigte mechanische, thermische oder sonstige Schädigung von Gewebe durch das Endoskop oder abfallende Anbauteile können nicht akzeptiert werden. Weltweit gelten strenge Vorschriften für die Zulassung von medizinischen Produkten. In Deutschland regelt dies das Gesetz über Medizinprodukte als nationale Umsetzung der europäischen Richtlinien 90/385/EWG, 93/42/EWG und 98/79/EWG. Vorsatzhülsen zur seitlichen Ablenkung der Blickrichtung sind hier nicht üblich. Stattdessen sind die Endoskope mit verschiedenen Blickrichtungen erhältlich, gebräuchlich sind Null, dreißig und 45°.

2.2 Starre und flexible Endoskope

Starre Endoskope sind die älteste Bauform. Sie haben einen starren Schaft, der die Optik und teilweise Kanäle für Instrumente enthält. Dieser Aufbau besitzt für den Anwender den großen Vorteil, dass über die Lage des Endoskops gleichzeitig auch die Ausrichtung des Bilds vorgegeben ist. Allerdings lassen sich damit ausschließlich Gebiete inspizieren, die auf geradem Weg erreichbar sind, was die Anwendung erheblich einschränkt. In der Medizin werden sie vorwiegend für Operationen in künstlichen Körperhöhlen eingesetzt. Dies sind Bereiche, die nur über einen Schnitt in der Haut zugänglich sind. Typische Anwendungsfelder sind die Laparoskopie (Bauchraum) oder die Arthroskopie (Gelenke). Gängige Laparoskope besitzen einen Durchmesser von 10 mm und eine Arbeitslänge von 250 oder 300 mm, wobei der derzeitige Trend aufgrund immer häufiger auftretender Adipositas zu längeren Instrumenten geht. Auf der anderen Seite werden zunehmend Endoskope mit 5 mm Durchmesser entwickelt, da diese weniger Traumata verursachen.

In natürlichen Körperhöhlen, also auch ohne Schnitt und auf natürlichem Weg erreichbaren Organen, überwiegt der Einsatz von flexiblen Endoskopen, da diese den anatomischen Strukturen folgen können, bzw. müssen. Beispiele sind die Bronchoskopie zur Inspektion des Bronchialbaums oder die Koloskopie für die Dickdarmspiegelung. In einigen Bereichen wie der Urologie werden jedoch auch in natürlichen Körperhöhlen starre Endoskope eingesetzt, da eine hinreichende Zugänglichkeit möglich ist.

In der technischen Anwendung erlauben flexible Endoskope die Untersuchung von Rohrleitungen oder Kanälen und können dem Verlauf dieser Systeme auf Strecken von über einhundert Metern folgen.

2.3 Aufbau klassischer flexibler Endoskope

Diese Art von Endoskopen nutzt Lichtwellenleiter sowohl für die Beleuchtung als auch für den Bildtransport. Dabei wird das vom Objektiv erzeugte Bild von der Stirnfläche eines sortierten Bildfaserbündels aufgefangen und über dieses zum Okular weitergeleitet. Neben dem Objektiv enden ein oder mehrere nicht sortierte Faserbündel, die zur Beleuchtung dienen, wobei die Lichtquelle ein separates Gerät darstellt, das mit dem Endoskop über ein Lichtwellenleiterkabel verbunden ist.

Früher blickte der Operateur, bzw. Bediener direkt in das Okular. Heute werden bevorzugt Kameras an dem Okulartrichter montiert und das Bild auf einem Monitor darge-

stellt. Dies ermöglicht eine deutlich ergonomischere Haltung und macht das Bild allen beteiligten Personen sowie der Speicherung für Dokumentationszwecke zugänglich. Je nach Anwendungsgebiet enthält ein medizinisches Endoskop zusätzlich Instrumenten-, Spül- und Absaugkanäle. Das Endoskop ist auf der gesamten Schaftlänge flexibel und kann damit anatomischen Strukturen oder Hohlräumen folgen. Die Spitze ist häufig gezielt über Bowdenzüge mit Drehrädern am Griff abwinkelbar.

Die Art der Bildübertragung erlaubt zwar einen flexiblen Schaft, sie hat jedoch verschiedene Nachteile. Der gravierendste ist die beschränkte Bildqualität, verbunden mit einer geringen Helligkeit. Jede Faser des Wellenleiterbündels kann nur einen Bildpunkt übertragen. Damit entspricht die Faseranzahl den Pixeln im Bild, sie liegt typischerweise bei einigen zehntausend und damit deutlich unter der Auflösung von Fernsehbildern mit etwa vierhunderttausend. Damit wirkt das Bild auf großen Bildschirmen grob gerastert, so dass feine Details nicht erkennbar sind. Weiterhin verbleibt zwischen den einzelnen Fasern stets eine Lücke, so dass zwischen den einzelnen Pixeln schwarze Bereiche sichtbar sind, was zum einen den körnigen Eindruck noch verstärkt, zum anderen die Helligkeit reduziert, da nicht die gesamte, auf die Stirnfläche des Bündels geworfene Lichtleistung zum Okular transportiert wird. Zusammen mit der Dämpfung in den Lichtleitern führt dies zu vergleichsweise dunklen Bildern. Weiterhin ist die Herstellung des sortierten Faserbündels fertigungstechnisch aufwendig und häufig brechen einzelne Fasern während des Betriebs, so dass die Bildqualität abnimmt. Werden bei der Montage einzelne Fasern unsortiert eingezogen, stimmt die Lage des zugehörigen Pixels an beiden Enden nicht überein, so dass der Bildpunkt an der falschen Stelle erscheint. Darüber hinaus beschränken die Fasern den Biegeradius des Endoskops.

2.4 Klassischer Hopkins-Aufbau

Diese Bauform ist derzeit bei starren Endoskopen die dominierende und stellt damit den Standard dar, an dem sich neue Entwicklungen messen müssen. Die Bildqualität ist trotz einiger konzeptioneller Nachteile, die hier gezeigt werden sollen, sehr gut. Auch bei diesen Endoskopen befindet sich an der Spitze das Objektiv, dessen Bild zum Okular weitergeleitet wird. Diesen Transport übernehmen Stablinsen, von denen jeweils eine Gruppe eine eins-zu-eins-Abbildung vornimmt. Trotz ihrer hohen Qualität führt diese mehrfache Abbildung immer zu einer Verschlechterung des Bilds. Durch Antireflexionsschichten auf den Linsen lässt sich das Problem von Lichtverlusten und Geisterbildern trotz einer Vielzahl von Oberflächen vermeiden, so dass lichtstarke Optiken möglich

sind. Allerdings neigen die vergleichsweise langen Stablinsen bei mechanischer Beanspruchung des Instruments zum Brechen und sind deshalb ein erheblicher Kostenfaktor. Für die Beleuchtung wird ebenfalls ein unsortiertes Faserbündel benutzt. Je nach Hersteller und Anwendungszweck unterscheiden sich die Form und Anordnung der Beleuchtungsauslässe. Üblich sind zum Beispiel konzentrisch um das Objektiv angeordnete Ringe oder einseitig montierte Halbmonde.

Auch bei diesem Aufbau kommt eine externe Kamera zum Einsatz, die über einen Adapter am Okulartrichter befestigt wird. Neben der mechanischen Kopplung kann dieser Adapter Fokus- und Zoomfunktionen enthalten und somit ein Scharfstellen auf unterschiedliche Objektabstände und eine optische Vergrößerung ermöglichen. Beides erfolgt typischerweise manuell. Um ein Nachfokussieren bei Änderung der Vergrößerung zu vermeiden, kommt häufig eine spezielle Bauform für die Zoomfunktion zum Einsatz. Bei einem solchen parfokaler Zoom bleibt das Bild aufgrund der mechanischen Kopplung bei der Bewegung der Linsen unabhängig von der Vergrößerung scharf. Da die Kamera normalerweise nicht sterilisierbar ist, muss sie im medizinischen Bereich mit einem sterilen Kunststoffüberzug, einem so genannten Drape versehen werden. Dies bedingt eine aufwendige Vorbereitung und Demontage und ist nicht optimal für die Handhabung, da das Endoskop mit der Hand an der Kamera angefasst und bewegt wird, ein richtiger Griff ist nicht vorhanden. Die begrenzte Ergonomie wird durch die schlechte Balance des Instruments mit der vergleichsweise schweren Kamera am Ende noch verstärkt.

Genauso wie in der Unterhaltungselektronik geht auch in der Endoskopie der Trend zu hochauflösenden Formaten (high definition, kurz HD). Neben den beiden etablierten Formaten mit 1.280 mal 720 und 1.920 mal 1.080 Bildpunkten existiert ein eigenes so genanntes „medical HD“ mit 1.280 mal 1.024 Punkten [2], was einer Standard-PC-Auflösung entspricht. Die beiden aus der Unterhaltungselektronik bekannten Formate haben ein Bildformat von 16 : 9, während das medical HD ein Bild mit den Achsenrelationen 5 : 4 liefert.

Wie jede Optik liefert das Endoskop ein kreisrundes Bild, wobei durch den Chip entweder das einbeschriebene oder umbeschriebene Rechteck aufgenommen wird. In vielen Fällen, wie bei der Laparoskopie, wird das einbeschriebene Rechteck bevorzugt, weil dadurch keine schwarzen Bereiche in den Bildecken entstehen. Je stärker die Abweichung der Chipfläche von einem Quadrat ist, desto geringer ist die nutzbare Fläche. Unter diesem Aspekt sind die Breitbildformate denkbar ungeeignet, weswegen das medical

Format definiert wurde. Dennoch scheint sich derzeit das Full HD-Format auch in der Medizin durchzusetzen. Produkte mit medical HD werden nur von wenigen Herstellern angeboten. Da die Kamera extern angebracht ist, kann sie vergleichsweise groß sein und somit Chips mit großen Diagonalen oder drei-Chip-Systeme zur Farbdarstellung enthalten. Eine große Chipdiagonale erhöht bei fester Pixelanzahl die Pixelgröße und senkt damit die Rauschneigung. Bei drei-Chip-Kameras wird das Licht dispersiv in die drei Grundfarben aufgespalten die jeweils auf einen separaten Chip fallen, welcher kein Farbmosaik besitzt, sondern nur die Helligkeit auswertet. Durch diese Anordnung liegen für jeden Pixel die vollständigen Farbinformationen vor, während ein-Chip-Varianten, durch die eingesetzten Farbfilter, nur auf eine Farbe pro Pixel empfindlich sind. Typisch registriert die Hälfte der Pixel Grün und jeweils ein Viertel Blau und Rot. Für die Weiterverarbeitung sind jedoch keine einfarbigen Bildpunkte gewünscht, daher wird die Farbinformation durch Interpolation zwischen den benachbarten, verschiedenfarbigen Pixeln gewonnen, womit das Auflösungsvermögen schlechter ist. Ob die von der Kamera erzielbare Auflösung vom Gesamtsystem erreicht wird, hängt allerdings primär von dem optischen System im Endoskop ab. Dessen Abbildungsleistung wird zwar häufig mit HD beworben, wobei hier jedoch keine Definitionen existieren, die eine Mindestabbildungsqualität vorschreiben, so dass quasi alles als „HD“ verkauft werden kann. Eine objektive Kennzahl zur Beurteilung der Qualität ist das Auflösungsvermögen in Linienpaaren pro Millimeter, das in Datenblättern oder in der Werbung jedoch nur selten angegeben wird.

2.5 Chip-on-the-Tip-Endoskope

Um die Nachteile der beiden oben beschriebenen klassischen Aufbauarten zu vermeiden, besteht der aktuelle Trend in der Integration des Kamerachips in das Endoskop an dessen Spitze. Somit entfällt der optische Transport des Bilds durch den Schaft, und es genügt eine Kabelverbindung von der Spitze zum, in diesem Fall bei allen Modellen vorhandenen, Handgriff. Damit ist dieses Konzept sowohl für starre, als auch für flexible Endoskope geeignet und auch in ersten Produkten beider Gruppen sowohl im technischen als auch medizinischen Bereich anzutreffen. Die bisher am Markt befindlichen Systeme stellen optisch in einigen Aspekten jedoch einen Rückschritt gegenüber den klassischen Varianten dar, da es sich mangels Aktoren im Objektiv um Fixfokus-Optiken ohne Zoomfunktion handelt. Für die Funktionalität eines Fixfokus-Objektivs ist die Tiefenschärfe wichtig. Um auch Objekte, die sich nicht im nominellen Abstand befin-

den, scharf abbilden zu können, muss ein solches Objektiv eine hohe Tiefenschärfe besitzen. Optische Systeme, die ein Nachfokussieren erlauben, kommen im Allgemeinen mit einer geringeren Tiefenschärfe aus, da der Fokus auf den jeweils vorliegenden Objektabstand eingestellt werden kann und die Tiefenschärfe nur erforderlich ist, um auch nicht exakt in einer Ebene liegende Objekte scharf darzustellen. Eine hohe Tiefenschärfe bedingt eine kleine Blende, wodurch ein dunkles Bild resultiert. Ohne Fokusfunktionalität muss also ein Kompromisse aus Tiefenschärfe und Bildhelligkeit gefunden werden.

Die fehlende optische Zoomfunktion zwingt den Anwender zu mehr Bewegungen des Instruments oder zur Verwendung eines digitalen Zooms, der jedoch nicht mehr als eine Ausschnittsvergrößerung darstellt und damit die potentiell bessere Abbildungsleistung zumindest im vergrößerten Zustand wieder zunichte macht. Aufgrund des beschränkten Platzes im Endoskopschaft (in der Laparoskopie beträgt der Außendurchmesser 10 oder 5 mm), ist es in der Medizintechnik derzeit nicht möglich, mit dieser Bauart HD-Auflösung zu erzielen, da die entsprechenden Chips zu groß sind.

Durch die Integration der Kamera in das Endoskop entfällt im medizinischen Bereich deren Montage, bzw. Demontage und das Drapen. Das gesamte Instrument wird durch die Integration sterilisierbar. Wie in Kapitel 2.1 erläutert, findet die Sterilisation zumeist durch Autoklavieren statt, so dass die Kameraelektronik bis mindestens 134°C temperaturstabil sein muss.

2.6 Beleuchtungssystem

Da in fast allen zu inspizierenden Bereichen Dunkelheit herrscht, besteht die Notwendigkeit, mit dem Endoskop Licht einzubringen. Bisher geschieht dies über eine externe Lichtquelle, die über ein Lichtleitkabel mit dem Instrument verbunden ist. Innerhalb desselben wird das Licht dann, egal ob es sich um ein starres oder flexibles System handelt, mit Lichtleitfasern an die Spitze geführt. Da damit kein Bild erzeugt wird, muss das Faserbündel nicht sortiert sein, und es können vergleichsweise wenige dicke Fasern benutzt werden, was den Fertigungsaufwand gegenüber Faserbündeln zur Bildübertragung deutlich reduziert. Um den Wärmeeintrag zu minimieren, der beim Einsatz im Menschen zu einer Gewebsschädigung führen könnte, kommen Infrarotfilter zum Einsatz. Als Leuchtmittel dienen Halogen- oder Xenon-Lampen. Die entstehende Abwärme wird durch Ventilatoren aus dem Gehäuse befördert, welches unsteril sein darf, da es abseits des Operationsgebiets steht, beziehungsweise in der technischen Anwendung au-

ßerhalb des Arbeitsgebiets und damit nicht wasserdicht sein oder ähnliche Auflagen erfüllen muss.

Durch den Lichttransport über Glasfasern und die mindestens zwei Kopplungsstellen entstehen Verluste, die zum einen zu einer Erwärmung führen, zum anderen den Lichtstrom herabsetzen, so dass Lichtquellen mit hoher Leistung bis typischerweise 300 Watt eingesetzt werden. Bei den klassischen Endoskopen wird das Lichtleitkabel seitlich angeschlossen, da am hinteren Ende der Okulartrichter liegt. Dieser seitliche Anschluss ist hinsichtlich der Ergonomie jedoch nicht optimal, so dass bei den neueren Chip-on-the-Tip-Endoskopen, bei denen kein Okular vorhanden ist, der Anschluss häufig zusammen mit dem elektrischen Kabel am hinteren Ende des Griffs axial erfolgt, z.B. bei der TIP-CAM1 von Storz, siehe Bild 2-1. Trotzdem bleibt auch bei dieser Anordnung das schwere und den Operateur störende Lichtleitkabel erhalten.

Abb. 2-1 Endoskopgriff mit axialem Lichtleiteranschluss [3]

Neueste Entwicklungen nutzen Light Emitting Diodes, kurz LEDs, zur Lichterzeugung. Im technischen Bereich wird die Beleuchtung zum Teil mittels an der Endoskopspitze platzierten LEDs realisiert. Auf eine externe Lichtquelle und die zugehörige Faserverbindung kann in diesen Fällen verzichtet werden. Für den Einsatz im medizinischen Bereich gibt es erste LED Lichtquellen, die direkt an den Lichtleitkabelanschluss des Endoskops montiert werden. Somit entfällt das oft hinderliche Lichtleitkabel. Stattdessen befindet sich die Lichtquelle mitsamt Batterie oder Akkumulator direkt am Endoskop. Durch die entstehenden Verluste liefert eine solche Lösung jedoch nur eine geringe Beleuchtungsstärke. Eine detaillierte Diskussion dieses Aspekts erfolgt in Kapitel 4.

3 Gesamtaufbau

3.1 Konzepte zur Entwicklung neuer Endoskope

Um die in Kapitel 2 dargestellten Nachteile der bisher erhältlichen, starren medizinischen Endoskope zu verbessern, wurden am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin zwei verschiedene Endoskope entwickelt, wobei jeweils unterschiedliche Aspekte optimiert werden sollten.

Beide Konzepte weisen gemeinsame Merkmale auf. Es handelt sich um Chip-on-the-Tip-Laparoskope mit einem Durchmesser von zehn Millimetern, deren Optik über eine Fokusfunktion verfügt. Durch die Integration einer Scharfstellung des Bildes lässt sich ein zentraler Nachteil dieser Bauform gegenüber externen Kameralösungen überwinden, da auf beliebige Objektabstände scharf gestellt werden kann und nicht allein die Tiefenschärfe des Systems genutzt werden muss.

Beim ersten Endoskop steht die Erprobung eines neuen, auf LEDs basierenden Beleuchtungssystems im Vordergrund. Hierbei wird auf die Beleuchtung durch Glasfasern vollständig verzichtet und die LED direkt an der distalen Spitze montiert, wodurch keinerlei Einkopplungsverluste auftreten. Im Vergleich zu externen Kaltlichtquellen ist die elektrische Leistungsaufnahme sehr viel geringer. Ziel ist es, einen ausreichend hohen Lichtstrom für die Beleuchtung zu realisieren und gleichzeitig die an der LED entstehende Abwärme effizient abzuführen, so dass die maximal zulässigen Temperaturen für das medizinische Instrument nicht überschritten werden.

Das zweite Endoskop zielt auf eine erhöhte Funktionalität des optischen Systems und enthält neben der Fokusfunktion eine Aktorik zur Variation des Bildfeldwinkels. Damit lassen sich Details sichtbar machen, ohne wie bisher üblich, das Endoskop dichter an das Gewebe heran zu führen. Im Gegensatz zu einem digitalen Zoom, der nur eine Ausschnittsvergrößerung mit Qualitätsverlust darstellt, bleibt bei einem optischen Zoom die Bildqualität erhalten. Zusammen mit der Bildschärfeeinstellung soll dieses Konzept eine Verbesserung der Bildqualität und Ergonomie bewirken. Die Beleuchtung erfolgt hier konventionell über Lichtleitfasern und eine externe Lichtquelle.

Für die Bewegung der Zoom- und Fokuslinsen werden jeweils elektromagnetische Lineardirektantriebe eingesetzt. Diese zeichnen sich gegenüber Rotationsmotoren mit Getriebe durch eine höhere Stellgeschwindigkeit, geringen Platzbedarf und Verschleißarmut aus. Im Vergleich zu Piezoantrieben erreichen sie deutlich größere Stellwege und

besitzen eine wesentlich höhere Lebensdauer, da die Permanentmagnete, im Gegensatz zu Piezokeramiken, bei der Dampfsterilisation keinen Qualitätsverlust erleiden. Auf die näheren Aspekte und Ausführungsformen der Antriebe wird in Kapitel 6 eingegangen.

3.2 Aufbau des LED-Endoskops

An dieser Stelle soll ein genereller Überblick über den Gesamtaufbau gegeben werden. Auf Details der einzelnen Komponenten wird in den nachfolgenden Kapiteln eingegangen. Das Endoskop ist in der Abbildung 3-1 im Längsschnitt dargestellt. An der distalen Spitze befinden sich das optische Modul und eine LED. Im Schaft liegen die Verbindungskabel sowie ein Wärmerohr (Heatpipe). Der Griff enthält die Kameraelektronik sowie Anschlüsse für die Kabel und dient der Wärmeabfuhr.

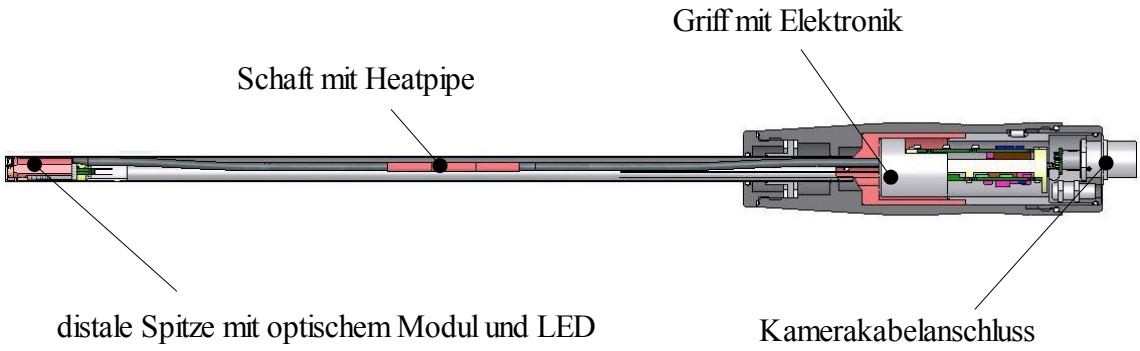


Abb. 3-1 Gesamtaufbau des LED-Endoskops

In der Abbildung 3-2 ist der vordere Teil des Endoskops vergrößert dargestellt. Den distalen Abschluss des Schafts bilden zwei Frontgläser, die wegen der thermischen Belastung und der erforderlichen Kratzunempfindlichkeit aus Saphir bestehen. Direkt dahinter sind die LED für die Beleuchtung und das optische Modul angeordnet, das die Linsen, die Aktoren sowie den CCD-Chip enthält. Die LED ist auf einen Kupferkörper gelötet, der die Wärmeübertragung an die Heatpipe übernimmt. Diese leitet die Abwärme bis in den, als Kühlkörper dienenden Griff. Hinter dem optischen Modul ist die Platine des CCD-Chips zu sehen, welche die elektronischen Bauteile enthält, die kurze Leitungslängen erfordern und daher in unmittelbarer Nähe des Chips platziert werden müssen. Die weiteren elektronischen Komponenten befinden sich in dem, in der Abbildung 3-3 gezeigten Griff. Die Heatpipe endet in einem weiteren Kupferkörper, welcher die Wärmeübertragung an die Metalloberfläche des Griffs übernimmt.

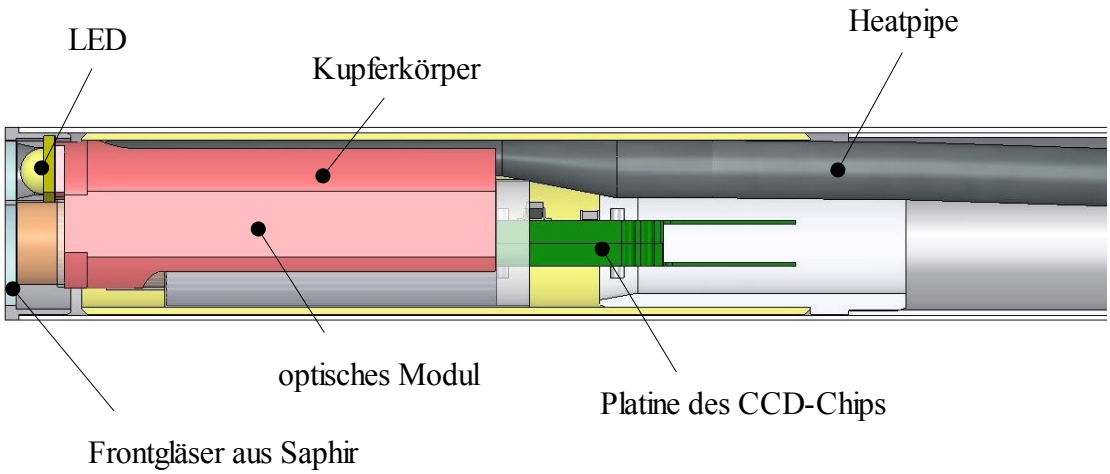


Abb. 3-2 Distale Spitze des Endoskops

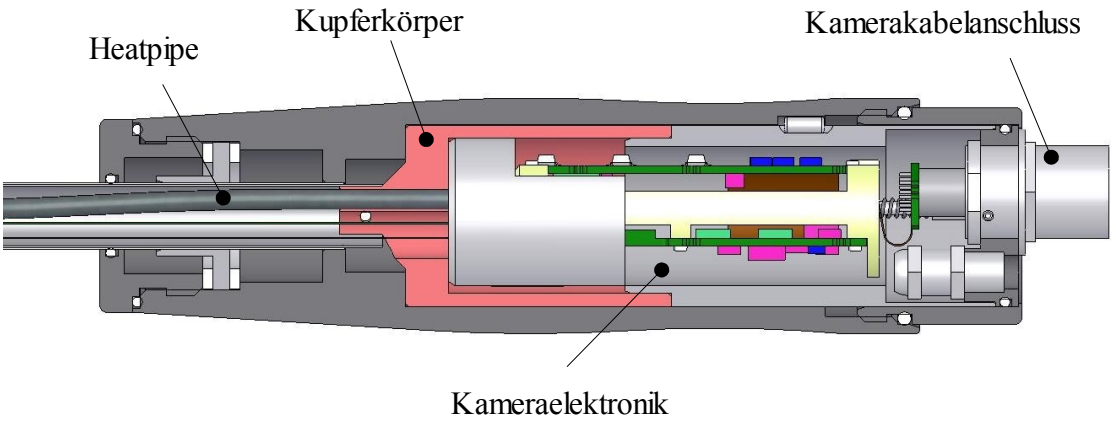


Abb. 3-3 Griff des Endoskops

3.3 Aufbau des Zoomendoskops

Für dieses Endoskop wird das optische System mit den zugehörigen Antrieben und dem CCD-Chip als geschlossene Baugruppe ausgeführt, siehe Abbildung 3-4, die in einen Endoskopschaft eingesetzt werden kann. Dieser enthält die notwendige Faserbeleuchtung und ist nicht Teil der durchgeführten Entwicklung, da hier Standard-Komponenten verwendet werden. Es kommt der gleiche CCD-Chip wie beim LED-Endoskop zum Einsatz, so dass sich ein Teil der Elektronik direkt hinter dem Chip und damit in dem optischen Modul befindet. Der andere Teil wird aus Platzgründen wiederum im Griff platziert. Eine Kühlung mit einer Heatpipe, wie in dem anderen Endoskop, ist aufgrund der geringen Verlustwärme nicht erforderlich.

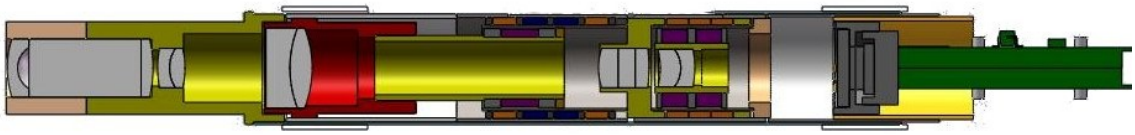


Abb. 3-4 Zoom-Fokus-Baugruppe

Um sowohl eine Zoom- als auch Fokusfunktion realisieren zu können, müssen in dem optischen System mindestens zwei Linsengruppen voneinander unabhängig bewegt werden.

In den meisten Kameras erfolgt die Verschiebung der Linsen durch Wandlung einer Drehbewegung mittels Kulisse, wobei eine solche Kulisse mehrere Linsengruppen gekoppelt bewegen kann. Sehr häufig werden für die Änderung des Bildfeldwinkels (optischer Zoom) zwei Linsengruppen mit einer Kulisse gemeinsam bewegt, wobei eine Gruppe eine Linearbewegung über dem Drehwinkel ausführt, während eine Zweite mittels Bahnkurve eine nichtlineare, häufig S-förmige, Bewegung beschreibt. Für den Fokus ist meist eine einzelne Gruppe ausreichend. Insgesamt werden drei Gruppen bewegt.

Für das hier umgesetzte Konzept kommt eine Kopplung zweier Linsengruppe über Kulisse nicht in Frage, da sich diese bei Lineardirektantrieben schwierig ausführen lässt. Das heißt, für jede Bewegung muss ein eigener Antrieb benutzt werden. Daher kommt in dieser optischen Anordnung nur eine einzelne bewegliche Zoomgruppe zum Einsatz, so dass insgesamt zwei Linearmotoren, einer für den Zoom und einer für den Fokus verbaut sind.

4 Beleuchtungssystem

4.1 LED-Beleuchtung

Mit der Integration des kompletten Beleuchtungssystems in das Endoskop kann das separate Lichtleitkabel entfallen. Es ist nur eine elektrische Versorgung erforderlich, die bei Chip-on-the-Tip-Endoskopen mit dem gleichen Kabelstrang erfolgt, über das die Bilddaten übertragen werden. Derartige Lösungen werden bereits im Bereich der technischen Endoskopie eingesetzt. Sie sind wegen der höheren Anforderungen im medizinischen Bereich aber noch nicht zu finden. Dies betrifft insbesondere den begrenzten Bauraum, die Autoklavierbarkeit und die maximal zulässige Temperatur des Instruments während des Betriebs, die nach DIN EN 60601 41°C ab 25 mm Abstand von der Spitze nicht überschreiten darf.

Erste LED-Lichtquellen mit Batteriebetrieb werden als externe Lösungen angeboten, die direkt an den Lichtleitkabelanschluss eines normalen Endoskops angeschlossen werden, siehe Abbildung 4-1. Somit entfällt das Lichtleitkabel. Ob die seitlich abstehende Beleuchtungseinheit jedoch tatsächlich ergonomischer ist, darf bezweifelt werden. Nachteilig wirken sich bei dieser Lösung weiterhin die Einkopplungsverluste in die Lichtleitfasern aus, welche das Licht vom Anschluss zur Endoskopspitze transportieren, wodurch nur ein Bruchteil des von den LEDs abgegebenen Lichtstroms genutzt wird. Durch das vergleichsweise große Gehäuse ist die Wärmeabfuhr sichergestellt. Anders sieht es bei dem hier entwickelten Endoskop aus, bei dem die LED in die Spitze integriert ist. Der Schaft besitzt eine vergleichsweise kleine Oberfläche und eignet sich damit nicht zur Wärmeabfuhr, da dieser durch den schlechten Wärmeübergang an die Luft die zulässige Maximaltemperatur überschreiten würde.

Abb. 4-1 LED-Lichtquelle für den Lichtleitkabel-anschluss [4]

Der größte Vorteil einer in der Endoskopspitze integrierten LED liegt in dem Verzicht auf jeglichen verlustbehafteten Lichttransport, wodurch diese optimal genutzt wird und somit auch ohne externe Lichtquelle das Objekt ausreichend hell beleuchtet wird.
Im Folgenden werden zunächst die grundsätzlichen Eigenschaften verschiedener LEDs erläutert. Im Anschluss findet sich eine Zusammenstellung derzeit erhältlicher Modelle, deren Eignung für den Einsatz anhand ihrer Autoklavierbarkeit und optischer sowie elektrischer Parameter diskutiert wird.

4.1.1 Typen und Kenngrößen von LEDs

LEDs sind Halbleiterbauelemente, deren Energielücke zwischen Valenz- und Leitungsband gezielt so gewählt wird, dass die als elektromagnetische Strahlung abgegebene Energie im sichtbaren Bereich liegt. Durch unterschiedliche Dotierung des Basishalbleiters, zum Beispiel Galliumarsenid, entsteht ein pn-Übergang, wobei eine Spannung in Durchlassrichtung der Diode zu einem Stromfluss führt. Die beteiligten Elektronen und Löcher rekombinieren im Übergangsgebiet unter Aussendung von Licht. Je nach Halbleiter ergeben sich unterschiedliche Energieniveaus und somit Farben, wobei ein einzelner pn-Übergang jeweils nur Licht in einen schmalen spektralen Bereich von etwa 30 bis 40 nm Breite aussendet. Die LED erscheint einfarbig. In der Tabelle 4-1 sind typische Halbleitermaterialien für den Einsatz in LEDs mit ihrer jeweiligen Wellenlänge zusammengestellt.

Material	Farbe	Wellenlänge in nm
InGaAsP	nahes Infrarot	1.300
GaAs:Si	nahes Infrarot	940
GaAs:Zn	nahes Infrarot	900
GaAlAs	nahes Infrarot	880
GaP:Zn,N	dunkelrot	700
GaP	rot	690
GaAlAs	rot	660
$GaAs_6P_4$	rot	660
$GaAs_{0.35}P_{0.65}$:N	orange	630
InGaAlP	rot	618
$GaAsP_{0.4}$	bernstein	610
SiC	gelb	590
GaP	grün	560
InGaAlN	grün	520
GaN	blau	490
InGaN	blau	450 - 460
InGaN	blau	400 - 430
SiC	dunkelblau	470
GaN	Ultraviolett	365 - 380

Tab. 4-1 Halbleitermaterialien für LEDs [5]

Diskrete Farben sind für Signalleuchten gut geeignet, jedoch nicht für Beleuchtungszwecke, da hierfür weißes Licht, also ein Gemisch verschiedener Wellenlängen benötigt wird. Dies lässt sich zum Beispiel über additive Farbmischung erreichen, wobei fünf verschiedene Ausführungsformen der additiven Farbmischung verwendet werden. Im ersten Fall wird das Licht einer blauen und einer gelben LED überlagert. Im zweiten kommen drei LEDs mit den Grundfarben rot, grün und blau zum Einsatz. Diese Anordnung wird gerne im High-End-Bereich von Computerbildschirmen und Fernsehgeräten verwendet, da die schmalbandigen LEDs und Farbfilter sehr gut aufeinander abgestimmt werden können und somit eine verbesserte Farbwiedergabe bieten. Weiterhin ist es für Beleuchtungszwecke möglich, die Farbtemperatur in weiten Bereichen einzustellen und auch während der Anwendung zu verändern.

Die nächsten drei Verfahren nutzen Photolumineszenz, um den kurzen Wellenlängen einer Lichtquelle die fehlenden längeren hinzuzufügen. Hierfür wird entweder eine LED

im UV-Bereich benutzt, auf die Leuchtstoffe für die drei Grundfarben aufgebracht werden oder es wird eine blaue LED mit gelbem Leuchtstoff verwendet. Alternativ lassen sich grüne und rote Leuchtstoffe zusammen mit einer blauen LED nutzen. Von den verschiedenen Varianten finden insbesondere zwei häufig Anwendung, deren Spektren in der Abbildung 4-2 gezeigt sind. Dies ist zum einen die Kombination von drei LEDs in den Grundfarben. Dieser Aufbau wird gerne als RGB-LED bezeichnet. Die andere ist eine blaue LED mit gelber Leuchtstoffschicht, die so genannte Pseudo-White-LED, charakteristisch hierbei ist der breitbandige Photolumineszenzanteil.

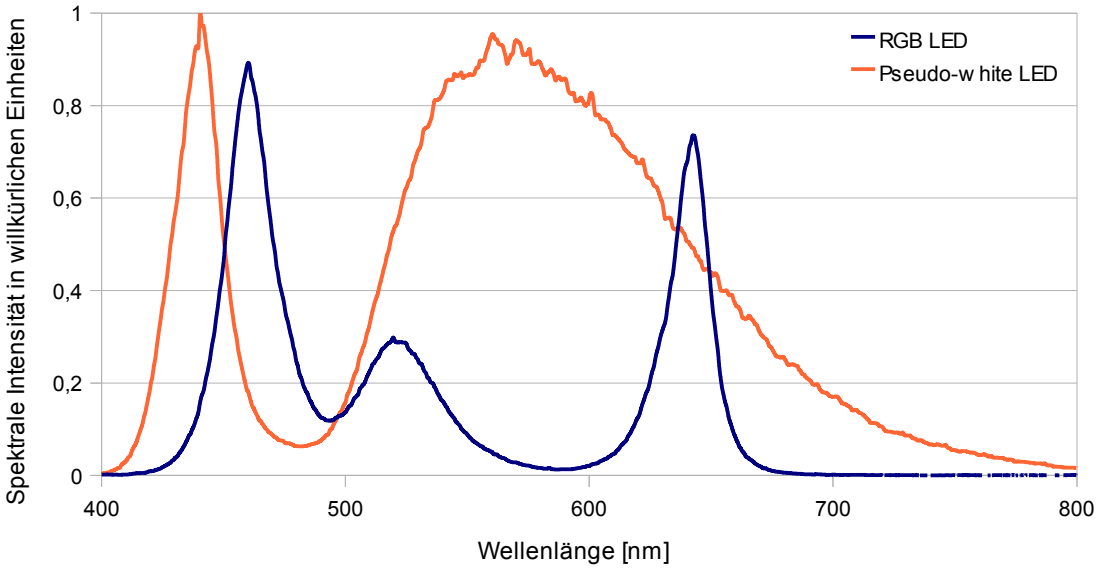


Abb. 4-2 Spektrum der zwei am häufigsten eingesetzten LED-Typen

Entsprechend der spektralen Verteilung wird eine Farbtemperatur angegeben. Diese beschreibt den Farbeindruck und gibt die Temperatur eines schwarzen Körpers mit einer vergleichbaren spektralen Abstrahlung an. Je höher die Temperatur eines schwarzen Körpers ist, desto stärker ist der kurzwellige Bereich ausgeprägt, weißes Licht erscheint bläulich und wird als kühl wahrgenommen. Niedrige Farbtemperaturen führen zu einem ins rötliche tendierenden Weiß, welches als warm empfunden wird. In der Abbildung 4-3 sind zwei Spektren von schwarzen Körpern unterschiedlicher Temperatur dargestellt. Die Abbildung 4-4 zeigt die CIE-Farbtafel, hierin sind am Rand die Farben monochromatischer Lichtquellen unterschiedlicher Wellenlänge zu finden, die Kurve in der Mitte gibt den Farbeindruck eines schwarzen Strahlers in Abhängigkeit seiner Temperatur an.

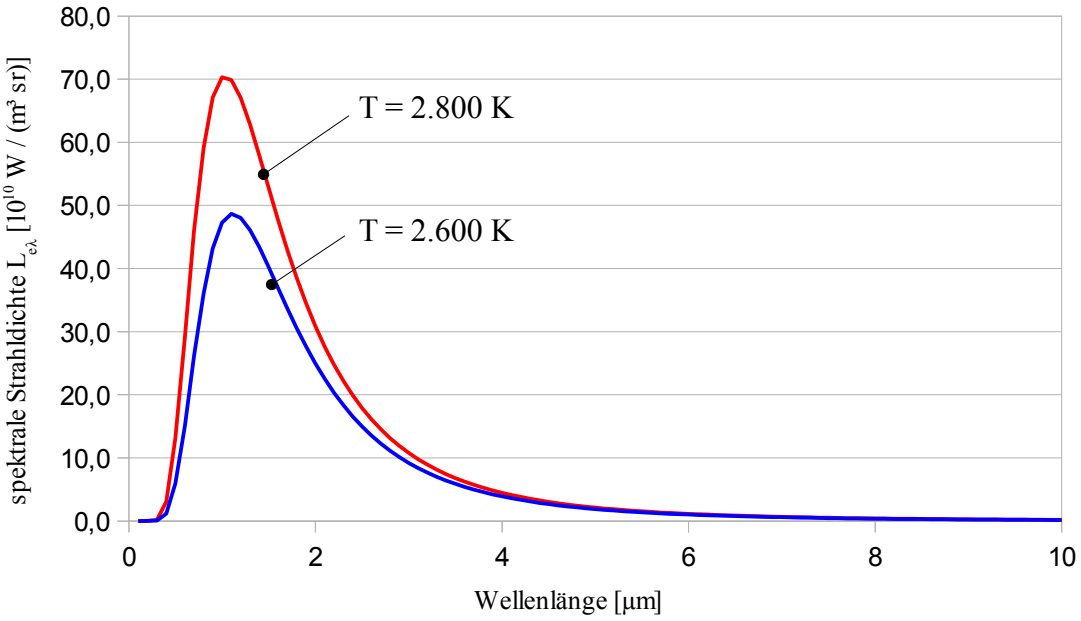


Abb. 4-3 Spektrum von schwarzen Körpern unterschiedlicher Temperaturen

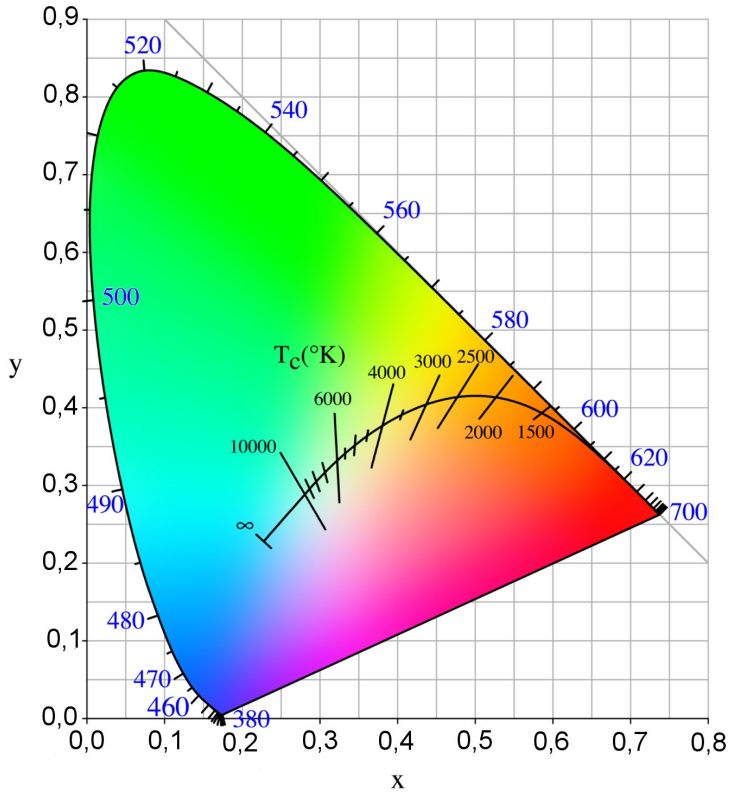


Abb. 4-4 CIE-Normfarbtafel [6]

Jede LED besitzt einen Kunststoffüberzug über dem Emitter. Er dient einerseits der Strahlformung und wirkt hierbei als Linse, zum anderen passt er den Brechungsindex an und ermöglicht den Lichtaustritt unter größeren Winkeln. Ohne die Kunststoffschicht

käme es bereits bei kleinen Winkeln zur Totalreflexion an dem Halbleiter-Luft-Übergang, da der Brechungsindexunterschied, bei Galliumarsenid zu Luft 2,4 beträgt.
Die Winkelverteilung einer Lichtquelle wird meist in einem Polardiagramm angegeben, siehe Abbildung 4-5, wobei für nicht rotationssymmetrische Quellen mindestens zwei Diagramme für senkrecht aufeinander stehende Ebenen notwendig sind. Um die Aussage des Polardiagramms auf einen einzelnen einfach zu handhabenden Zahlenwert zu reduzieren, dient die Angabe des Öffnungswinkels. Dieser gibt an, ab welchem Winkel die Lichtstärke auf einen bestimmten Anteil des Maximalwerts, typisch die Hälfte, abgefallen ist. LEDs verhalten sich häufig ähnlich einem Lambert-Strahler, so dass die Lichtstärke proportional zum Kosinus des Winkels zur Flächennormalen abfällt.

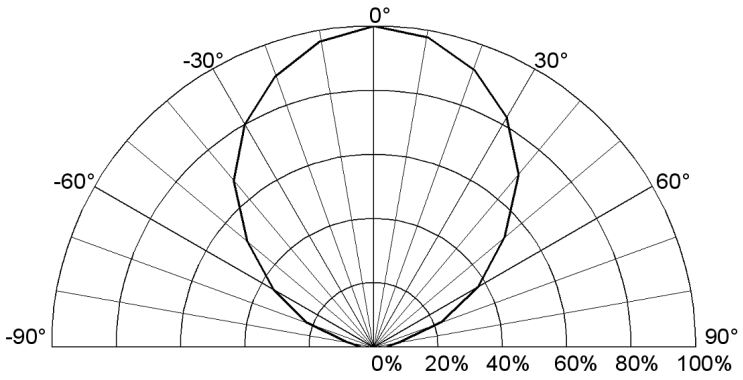


Abb. 4-5 Abstrahlcharakteristik einer LED [7]

Eine weitere Kenngröße ist die Emitterfläche A_E. Zusammen mit dem Öffnungswinkel Θ_H legt sie die Phasenfläche $A_E \cdot \Theta_h$ der Lichtquelle fest. Hauptsächlich findet der Begriff in der Elektronenoptik Anwendung, ist aber auch in der Lichtoptik bekannt [5]. Die Darstellung erfolgt im Phasenraumdiagramm, siehe Abbildung 4-6, in dem der Abstrahlwinkel Θ über dem Abstrahlort y oder der Abstrahlfläche A aufgetragen ist. Die Phasenfläche ist insbesondere interessant, wenn das Licht über Lichtwellenleiter oder Freistrahloptiken transportiert werden soll, da die Phasenfläche nur unter Verlust eines Teils des Lichtstroms verkleinert werden kann. Eine Formung der Phasenfläche lässt sich über optische Elemente durchführen, wobei die Fläche $A_E \cdot \Theta_h$ konstant bleibt [8]. Dies ist insbesondere dann von Interesse, wenn das Licht verlustfrei durch verschiedene optische Systeme geführt werden soll.

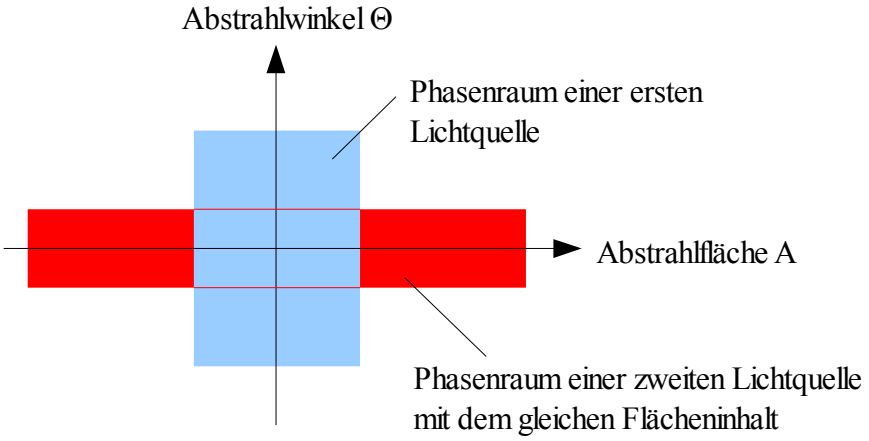


Abb. 4-6 Lichtquellen gleicher Phasenfläche

Die Lichtausbeute gibt an, wieviel Lichtstrom pro Watt zugeführter Leistung von einer Lichtquelle geliefert wird. Hier liegen LEDs deutlich besser als thermische Strahler, beispielsweise Glüh- und Halogenlampen und sind vergleichbar mit Leuchtstoffröhren, siehe Tabelle 4-2. Während letztere jedoch bis zu über hundert Watt elektrische Energie aufnehmen und somit recht große Lichtströme erreichen, liegen LEDs im einstelligen Wattbereich und bleiben damit im Gesamtlichtstrom derzeit noch deutlich hinter diesen zurück. Dies bezieht sich jedoch auf den Vergleich einer einzelnen LED mit einer um ein Vielfaches größeren Leuchtstoffröhre und berücksichtigt nicht die Möglichkeit, im gleichen Bauraum eine Vielzahl von LEDs unterzubringen.

	Leistung in W	**Lichtausbeute in lm / W**
Glühbirne, matt	15 - 200	8 - 16
Niedervolt-Halogenlampe	20 - 100	17 - 24
LED 2009		45 - 85
LED 2010		> 130
Natriumdampf-Niederdrucklampe	35 - 180	140 - 185
Natriumdampf-hochdrucklampe	15 - 1.000	66 - 130
Leuchtstoffröhre	9 - 140	55 - 95
Energiesparlampe	9 - 25	42 - 46

Tab. 4-2 Lichtausbeute verschiedener Lichtquellen im sichtbaren Bereich [9], [10]

Im Vergleich mit anderen Lichtquellen bieten LEDs für diesen Einsatzzweck den besten Kompromiss aus langer Lebensdauer, Robustheit gegenüber Vibrationen und Stößen, Größe und Lichtausbeute. Insbesondere die Lichtausbeute ist von großer Bedeutung, da die Wärmeabfuhr, siehe Kapitel 4.2, einen wichtigen Aspekt der Entwicklung darstellt. Gasentladungslampen erzielen zwar zum Teil vergleichbare oder höhere Lichtausbeuten, sind aufgrund ihrer Abmessungen jedoch für den Einsatz in der Endoskopspitze ungeeignet. Eine hohe Lebensdauer und Unempfindlichkeit gegenüber Stößen und Vibrationen ist eine weitere Voraussetzung für die Anwendung, da ein Austausch im Gegensatz zu externen Lösungen aufwendig bis unmöglich ist.
Ein weiteres Kriterium ist der günstige Preis der LEDs. In externen Kaltlichtquellen kommen teure Halogen- oder Xenonlampen zum Einsatz, die aufgrund der geringen Lebensdauer häufig gewechselt werden müssen. Neben dem Anschaffungspreis der Lichtquelle entstehen somit weitere regelmäßige Kosten für Ersatzlampen, die in ausreichender Menge vorgehalten werden müssen, um einen uneingeschränkten Betrieb zu gewährleisten.

4.1.2 Auswahl einer geeigneten LED

Aus Voruntersuchungen ergab sich, dass die elektrische Leistungsaufnahme der LED nicht über einem Watt liegen sollte, um eine ausreichende Kühlung zu erreichen. Der Lichtstrom soll dabei wenigstens 100 Lumen betragen. Weitere Anforderungen sind der maximale Bauraum, der die Grundfläche auf 3,5 mm im Quadrat beschränkt, ein Abstrahlwinkel, der mindestens dem Feldwinkel von 70° der Optik entspricht. Besser geeignet sind 100°, um Probleme aufgrund des Versatzes von Beleuchtungssystem und Kameraoptik zu vermeiden und die Forderung, das gesamte Endoskop und damit auch die LED autoklavieren zu können [7]. Letzteres setzt eine zulässige Temperatur im ausgeschalteten Zustand von 134°C voraus.
Eine Marktrecherche ergab, dass keine der zu Projektbeginn erhältlichen LEDs die Anforderungen laut Datenblatt vollständig erfüllt, einige kommen diesen aber recht nahe. Die Modelle NJSW036A und NSJW036L von Nichia liefern nur einen Lichtstrom von 52, beziehungsweise 62 Lumen und sind damit nicht lichtstark genug. Ähnliches gilt für die von Everlight gefertigte Diode EHP-C04/UT01-P01/TR, von denen jedoch zwei in den Bauraum passen, so dass ein Lichtstrom von 110 Lumen möglich wäre. Allerdings liefert diese Diode nur eine Lichtausbeute von knapp 45 Lumen pro Watt, wodurch zu viel Verlustwärme entsteht. Die beste Lichtausbeute besitzt mit 93,5 Lumen pro Watt die

NCSW136 von Nichia. Die nominelle Verlustleistung beträgt 1,93 Watt, bei 180 Lumen Gesamtlichtstrom. Durch Reduzierung des zugeführten elektrischen Stroms kann die Verlustleistung auf ein Watt gesenkt werden, der Lichtstrom wäre immer noch knapp ausreichend, allerdings war dieses Modell zu dem Zeitpunkt der Entwicklung noch nicht erhältlich, sondern nur angekündigt. Als geeignetste Modelle erwiesen sich die Luxeon Rebel LXML-PWC1-0100 und LXML-PWN-0800 von Lumiled mit 90,7, beziehungsweise 72,6 Lumen pro Watt und einem Gesamtlichtstrom von 100 und 80 Lumen bei einer elektrischen Leistungsaufnahme von 1,1 Watt. Der Öffnungswinkel ist mit 140° etwas größer als gewünscht und die Grundfläche muss durch Bearbeitung des Lötpads reduziert werden, um in den zur Verfügung stehenden Bauraum zu passen. Das erstgenannte Modell trägt ein „C“ im Namen, was als Abkürzung für „cool white“ steht. Dieses Modell besitzt eine hohe Farbtemperatur von 6.500 K. Die zweite trägt ein „N“ im Namen und wird vom Hersteller als „neutral white“ bezeichnet. Die Farbtemperatur ist 4.100 K. Obwohl letztere einen um 20 Lumen geringeren Lichtstrom liefert als das andere Modell, scheint sie für den Einsatz in der Laparoskopie geeigneter, da das zu untersuchende Gewebe rötlich gefärbt ist und daher blaues Licht schlecht reflektiert. Somit trägt eine hohe Intensität der Beleuchtung in diesem Bereich nicht zur Bildhelligkeit bei. Eine ausführliche Diskussion findet sich in [7].

Für den Einbau in die Endoskopspitze wird die Leuchtdiode Luxeon Rebel LXML-PWN-800 gewählt, da sie das bestgeeignete Modell darstellt, welches derzeit erhältlich ist. Allerdings schreitet die Entwicklung in diesem Bereich sehr schnell voran, so dass es sinnvoll erscheint, zu einem späteren Zeitpunkt eine erneute Recherche durchzuführen. Eine andere Leuchtdiode ließe sich ohne große Modifikationen im System integrieren, sofern sie die oben genannten Anforderungen erfüllt.

Eine Vermessung der verwendeten Leuchtdiode sowie der „cool white“ Variante ergab einen Lichtstrom von 74,6, beziehungsweise 98,1 Lumen. Die gemessenen Werte liegen im einstelligen Prozentbereich unter den Angaben im Datenblatt und damit im Bereich der Messunsicherheit. Die Abstrahlcharakteristik kann in guter Näherung als Lambert-Strahler aufgefasst werden. Das abgegebene Spektrum entspricht jeweils dem Datenblatt. Nach 225 Autoklavierzyklen hat der Lichtstrom bei beiden Modellen um fünf Prozent abgenommen, auch dies liegt jedoch im Rahmen der Messunsicherheit. Sowohl an der Abstrahlcharakteristik als auch am Spektrum gab es jeweils keine signifikanten Änderungen. Die Dioden zeigen keine auffällige Degradation und sind damit auch unter diesem Aspekt für den Einsatz geeignet.

4.2 Wärmeabfuhr

Um die Verlustleistung der Leuchtdiode abzuführen, ohne die zulässige Temperatur an der Endoskopspitze zu überschreiten, reicht die Wärmeübertragung des Endoskopschafts an die Umgebungsluft sowie die Wärmestrahlung nicht aus. Daher muss die Wärme von der Diode effizient abgeführt werden, entweder in den Griff oder zu einem externen Wärmetauscher. Aufgrund der deutlich größeren Oberfläche ist der Griff als Kühlkörper geeignet.

4.2.1 Kühlung mit Peltier- Elementen

Peltier-Elemente nutzen den Peltier-Effekt, der die Umkehrung des Seebeck-Effekts darstellt. Durch den Seebeck-Effekt kommt es zur Bildung einer Thermospannung, wenn elektrische Leiter mit unterschiedlicher Austrittsarbeit in Kontakt gebracht werden. Technische Anwendung findet dies bei Thermoelementen zur Messung der Temperaturdifferenz zwischen einer Vergleichs- und der Messstelle. Umgekehrt kommt es durch den Peltier-Effekt an der Kontaktstelle zweier stromdurchflossener Materialien unterschiedlicher Austrittsarbeit zu einer thermischen Wirkung. Abhängig von der Stromrichtung erwärmt oder kühlt sich die Kontaktstelle. Somit ist durch Regelung des Stromflusses eine Temperierung möglich, da mit dem gleichen Element sowohl geheizt, als auch gekühlt werden kann. In jedem Stromkreis sind prinzipbedingt mindestens zwei entgegengesetzt gepolte Kontaktstellen vorhanden, so dass sich die eine abkühlt, während sich die andere erwärmt. Insgesamt lässt sich die Wärme dadurch gegen einen vorhandenen Temperaturgradienten transportieren und muss auf der warmen Seite mit Kühlkörpern oder Wärmetauschern abgeführt werden. Bei Metallen ist dieser Effekt jedoch so klein, dass eine sinnvolle Nutzung kaum möglich ist. Daher bestehen Peltier-Elemente aus Halbleitern, bei denen dieser Effekt deutlich stärker ausgeprägt ist. Der schematische Aufbau eines solchen Elements ist in der Abbildung 4-7 dargestellt, die Abbildung 4-8 zeigt eine typische Ausführungsform.

Als Vorteile sind die kompakten Abmessungen und das Fehlen von bewegten Teilen zu nennen, weiterhin die bereits oben angesprochene Möglichkeit, mit einem Bauteil sowohl zu heizen als auch zu kühlen. Anwendung finden Peltier-Elemente zum Beispiel in transportablen Kühlboxen, zur Unterstützung von Prozessorkühlern oder in Infrarotkameras zur Kühlung der Bildaufnehmer.

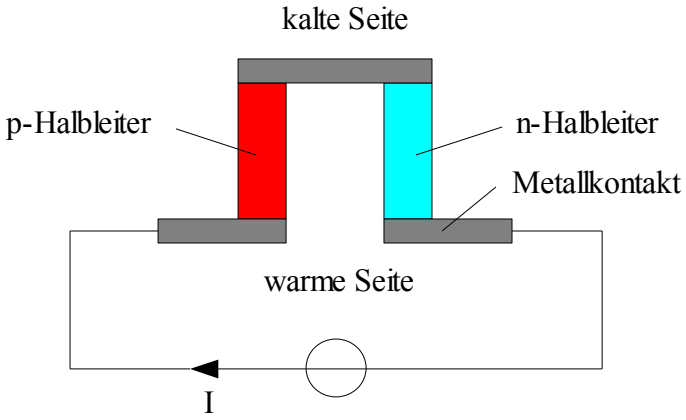


Abb. 4-7 Prinzip eines Peltier-Elements, nach [11]

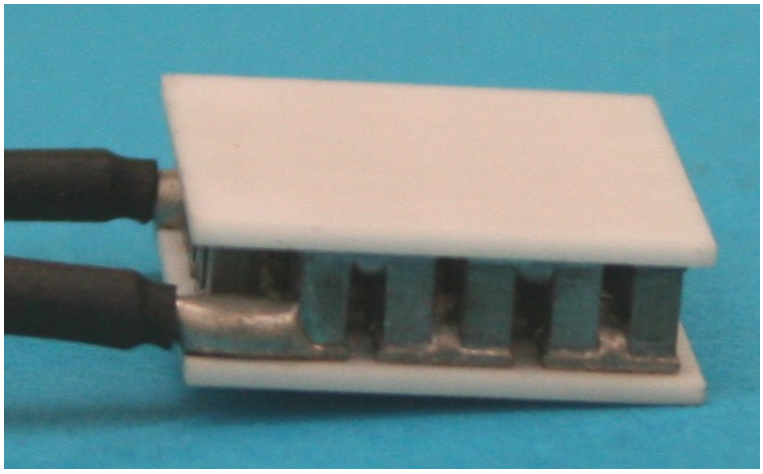


Abb. 4-8 Ausführungsform eines Peltier-Elements

Als nachteilig erweist sich der geringe Wirkungsgrad, wodurch die anfallende Gesamtverlustleistung deutlich höher liegt als die des zu kühlenden Bauteils. Die Wärmeabfuhr auf der heißen Seite des Peltier-Elements muss auf diesen höheren Wert ausgelegt sein. Ein weiterer Nachteil, speziell für den Einsatz im Endoskop, liegt in der engen räumlichen Nähe von warmer und kalter Seite der als Platte ausgeführten Peltier-Elemente, womit sich die Wärme nicht durch den Schaft transportieren lässt. Abhilfe würden hier nur Halbleiter schaffen, mit einer Länge des Schafts von etwa 300 Millimetern. Eine solche Bauform ist jedoch nicht üblich und würde erheblichen Entwicklungsaufwand mit schwer kalkulierbaren Risiken bedeuten.

4.2.2 Flüssigkeitskühlung

Flüssigkeitskühlungen sind in fast allen Bereichen der Technik etablierte Lösungen, um auf kleinem Raum große Wärmemengen von einem Wärmetauscher zu einem anderen

zu transportieren. Der schematische Aufbau eines solchen Kühlkreislaufs ist in der Abbildung 4-9 dargestellt. Je nach Temperaturbereich kommen unterschiedliche Kühlmittel zum Einsatz. Für die Anwendung im Endoskop mit Temperaturen zwischen 20 und 40°C bietet sich eine Wasserkühlung an, insbesondere da das Kühlmittel ungiftig ist. Der Kühlkreislauf kann geschlossen oder offen ausgeführt werden.

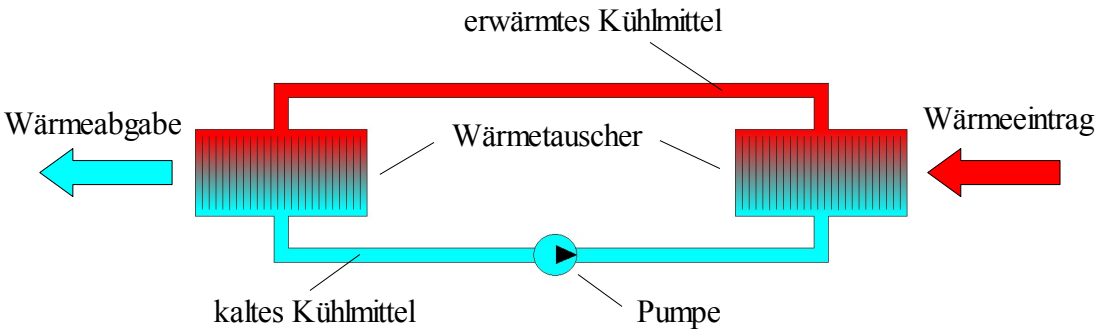


Abb. 4-9 Kühlkreislauf schematisch

Ein geschlossener Kreislauf innerhalb des Endoskops hat den Vorteil, dass keine Schläuche zum Endoskop geführt werden müssen, die ähnlich unpraktisch in der Handhabung sind wie das Lichtleitkabel des Beleuchtungssystems, das gerade vermieden werden soll. Weiterhin bietet ein geschlossenes System bei der Reinigung Vorteile, da keine Kavitäten bestehen, in die nur schwer zu entfernender Schmutz eindringen kann. Jedoch müssen hierfür die Pumpe und beide Wärmetauscher in das Endoskop integriert werden. Der distale Wärmetauscher kühlt hierbei die LED, während ein im Griff befindlicher das Wasser wieder abkühlt und die Wärme über die Griffoberfläche an die Luft abgibt. Allerdings wird das permanent im System vorhandene Wasser beim Sterilisationsprozess auf 134°C erwärmt. Unter Normaldruck wird es hierbei verdampfen, so dass entsprechend dimensionierte Ausgleichsgefäße vorzusehen sind oder der Kreislauf ist als Druckgefäß auszulegen, der das Wasser auch hier flüssig hält, was jedoch noch aufwendiger wäre. Alternativ kann eine Flüssigkeit mit einem Siedepunkt oberhalb von 134°C verwendet werden. Die Ausgleichsgefäße müssen in diesem Fall die Ausdehnung im flüssigen Zustand aufnehmen.

Ein offener Kühlkreislauf ermöglicht es, die Pumpe und den zweiten Wärmetauscher in ein externes Gerät zu verlagern und das Endoskop deutlich einfacher zu gestalten. Weiterhin lassen sich hiermit größere Wärmemengen abführen, da die Kapazität des proximalen Wärmetauschers praktisch unbegrenzt ist und allein der Durchfluss und der distale Wärmetauscher die Kühlleistung limitieren. Als nachteilig, sowohl in der Handha-

bung als auch für die Reinigung, sind die Schläuche anzusehen. Weiterhin ist ein zusätzliches externes Gerät notwendig, welches weiteren, oft knappen Platz im Gerätewagen beansprucht und je nach Ausführung selbst einen Wasseranschluss benötigt.
In beiden Fällen ist eine Pumpe erforderlich, die aufgrund ihrer mechanischen Teile dem Verschleiß unterliegt. Bei der im Endoskop integrierten Lösung ist weiterhin zu beachten, dass die Pumpe die Temperaturen während des Autoklavierens verträgt. Eine Reparatur ist hier besonders aufwendig, da das Endoskop dampfdicht abgeschlossen ist.

4.2.3 Wärmerohre

Unter diesem Oberbegriff werden Heatpipes und Thermosyphons zusammengefasst. In beiden Fällen handelt es sich um geschlossene Flüssigkeitskreisläufe, die ohne Pumpe auskommen. Sie bestehen aus einem Rohr, in dem das Kältemittel zirkuliert. Das eine Ende wird durch den zu kühlenden Verbraucher erwärmt, wodurch das Kältemittel verdampft. Der Dampf transportiert die Wärme zum anderen Ende, welches mit einem Wärmetauscher zur Kühlung verbunden ist und kondensiert dort. Der Rücktransport des kondensierten Kältemittels geschieht bei Thermosyphons über die Schwerkraft, weswegen diese ausschließlich funktionieren, wenn sich die Wärmequellen unterhalb der Kondensationszone befinden.
Heatpipes nutzen für den Rücktransport die Kapillarwirkung einer im Inneren liegenden Netz-, Rillen- oder Sinterstruktur, wodurch sie prinzipiell in jeder Lage funktionieren, wobei die Wirkung besser ist, wenn der Rückfluss durch die Schwerkraft unterstützt wird. Da die Endoskopspitze mit der LED in jeder beliebigen Lage sicher gekühlt werden muss, sind für diese Anwendung nur Heatpipes geeignet. In dem bei Endoskopen auftretenden Temperaturbereich werden zumeist wassergefüllte Heatpipes mit einem kupfernem Rohr verwendet. Damit das Wasser bereits knapp oberhalb der Raumtemperatur verdampft, herrscht in ihnen ein Unterdruck. Durch den konvektiven Wärmetransport ist der Wärmewiderstand um den Faktor 100 bis 1.000 kleiner als bei einem massiven Kupferstab gleichen Querschnitts [12].
In der Abbildung 4-10 ist der prinzipielle Aufbau einer Heatpipe mit der Dampf-Flüssigkeitsströmung schematisch dargestellt.

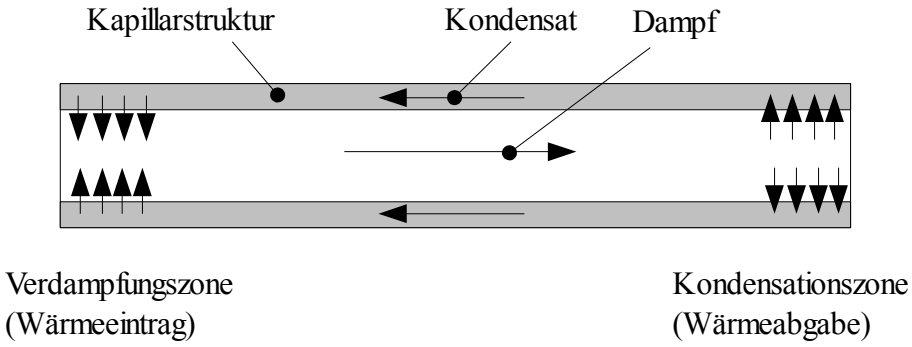


Abb. 4-10 Schematischer Aufbau einer Heatpipe

4.2.4 Kühlsystem

Eine Kühlung mittels Peltier-Elementen scheidet aufgrund des schlechten Wirkungsgrades und mangelnder Verfügbarkeit geeigneter kommerziell erhältlicher Bauteile aus. Eine Wasserkühlung als vielfach eingesetztes und erprobtes Konzept ist hier möglich, bedingt jedoch einigen Aufwand für die Pumpe sowie die Ausgleichsgefäße und erfordert im Fall einer externen Lösung Schläuche, welche die Ergonomie verschlechtern. Diese Lösung ist insbesondere interessant, wenn große Wärmemengen abgeführt werden müssen. Vortests haben gezeigt, dass die Wärmemenge einer einzelnen Leuchtdiode von etwa einem Watt mit Heatpipes zum Griff geleitet und dort allein über den Griff abgeführt werden kann. Da diese Lösung die wenigsten konzeptionellen Nachteile hinsichtlich der technischen Umsetzung und der Ergonomie verspricht, wurde sie realisiert.

Aufbau

Wie bereits in Kapitel 3.2 kurz ausgeführt, ist die Leuchtdiode auf einen Kühlkörper gelötet. In diesen ist eine Heatpipe eingepresst, welche die Wärme zu einer proximalen Kupferhülse leitet, die wiederum die Wärme über den Griff an die Umgebung abgibt. Griff und Kupferhülse sind aus diesem Grund thermisch miteinander gekoppelt. Die ergonomische Form des Griffs vergrößert die Oberfläche und unterstützt damit die Wärmeabgabe an die Luft, genauso wie die schwarze Eloxierung die Kühlung durch Wärmestrahlung. Die Heatpipe ist gegenüber dem Schaft wärmeisoliert, um eine unbeabsichtigte Erwärmung des Schafts zu vermeiden.

In einem ersten Aufbau wurde eine Heatpipe mit der erforderlichen Länge von 350 mm, einem Durchmesser von 3 mm und einer Netzstruktur im Inneren verwendet. Bei Versuchen zeigte sich jedoch, dass die Funktion der Heatpipe gestört war. Während sie in ho-

rizontaler Lage und mit nach unten gerichteter Spitze zunächst wie erwartet funktionierte, stieg die Temperatur an der Spitze sehr stark an, wenn diese nach oben zeigte. Anschließend war der Wärmetransport auch in beliebiger anderer Lage gestört und ergab normale Werte erst nach mehrstündigem Nichtgebrauch. Untersuchungen ergaben, dass die für den Rücktransport des kondensierten Wassers zuständige Netzstruktur durch die Verformung des vorderen Heatpipe-Abschnitts beschädigt wurde. Diese Verformung ist notwendig, um die im Normalzustand kreisrunde Heatpipe etwas abzuflachen und in dem durch Kameraelektronik und Hüllrohr begrenzten Bauraum unterzubringen. Um eine zuverlässige Wärmeabfuhr sicherzustellen, wurde die Heatpipe durch ein Modell mit Sinterstruktur ersetzt. Dieses besitzt den gleichen Durchmesser und reagiert unkritisch auf die notwendige Verformung, ist ab Lager aber nur bis zu einer Länge von 250 mm erhältlich. Um die gesamte Schaftlänge zu überbrücken, wurden zwei Heatpipes miteinander über eine Kupferklemme verbunden. Die Kopplungsstelle liegt im mittleren Bereich des Schafts, wo genügend Bauraum zur Verfügung steht. Die Heatpipes mit Sinterstruktur funktionieren zuverlässig in allen Raumlagen, die Ergebnisse der Messungen werden im nächsten Kapitel diskutiert.

Temperaturmessungen

Die Temperaturmessungen fanden in drei Ausrichtungen der Endoskopspitze an jeweils zwei Labormustern statt, an denen dazu vier Widerstandsthermometer angebracht wurden. Das erste befindet sich direkt an der Endoskopspitze, für die zwar laut DIN EN60601 keine Temperaturbeschränkung existiert, dennoch sollte die Temperatur auch hier nicht übermäßig ansteigen. Das zweite liegt 25 mm proximal von der Spitze und damit an der Stelle, an der die höchste Temperatur im durch die Norm reglementierten Bereich zu erwarten ist. Weiterhin werden die Temperaturen auf der halben Länge des Schafts und am Griff gemessen. In der Abbildung 4-11 sind die Ergebnisse bei waagerechter Lage des Endoskops dargestellt, in der Abbildung 4-12 bei senkrechter Ausrichtung mit der Spitze nach oben und in der Abbildung 4-13 mit der Spitze nach unten. In Rot sind jeweils die Temperaturen direkt an der Endoskopspitze dargestellt, in Grün der Messpunkt 25 mm dahinter, in Orange die Temperatur auf der halben Schaftlänge, in Blau die Griff- und in Grau die Umgebungstemperatur.

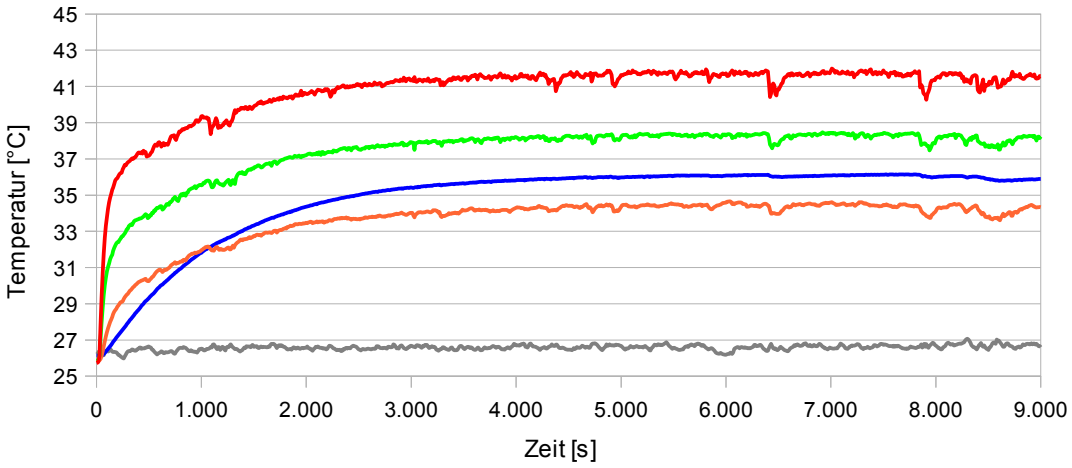


Abb. 4-11 Temperaturen am Endoskop bei horizontaler Lager [13]

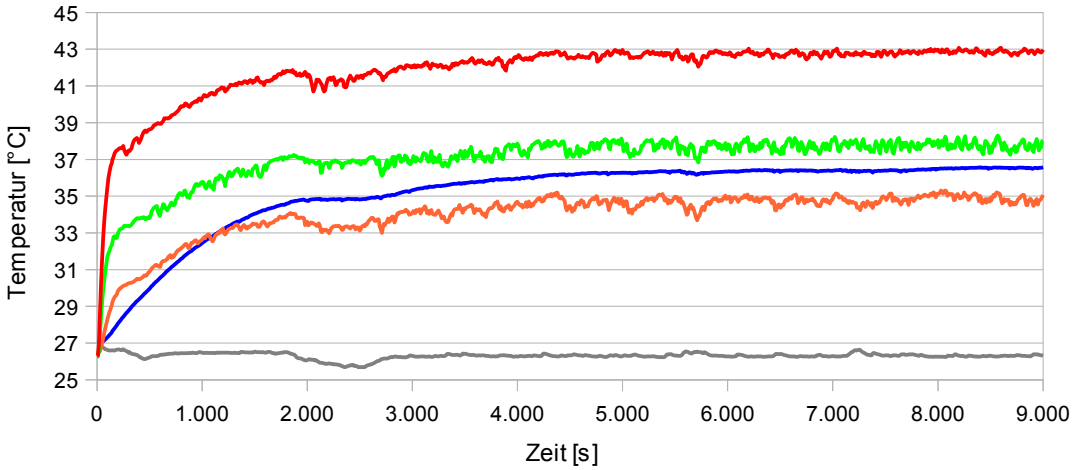


Abb. 4-12 Temperaturen am Endoskop mit nach oben weisender Spitze [13]

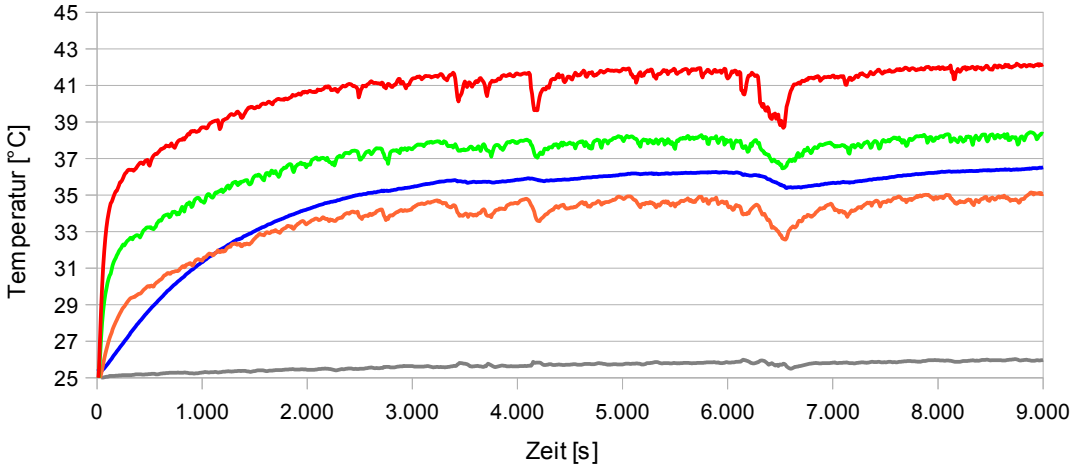


Abb. 4-13 Temperaturen am Endoskop mit nach unten weisender Spitze [13]

Zwischen der horizontalen Lage und bei nach oben gerichteter Endoskopspitze treten bei der zweiten Heatpiepe praktisch keine Temperaturänderungen auf. Offenbar erfolgt der Rücktransport der kondensierten Flüssigkeit durch die Kapillarkräfte so gut, dass eine unterstützende Wirkung durch die Schwerkraft keinen messbaren Vorteil bringt. Der ungünstigste Fall tritt mit oben liegender Spitze auf, wobei dieser Fall während der Operation fast nie auftreten wird. Alle gemessenen Werte bleiben im zulässigen Bereich, die Temperatur direkt an der Spitze überschreitet bei ungünstigster Lage des Endoskops 43° knapp, ist von der Norm aber explizit ausgenommen.

Die Temperatur der Spitze, in der Norm als Lichtaustrittsteil bezeichnet, entspricht fast genau dem Grenzwert für Anwendungsteile, die keine Einführungsteile sind, wäre also beispielsweise am Griff erlaubt, so dass hier keine Gefährdung des Patienten zu befürchten ist. Sämtliche anderen Temperaturen bleiben mindestens 2°C unter der zulässigen Temperatur für Einführungsteile von 41°C. Die Randbedingungen der Messungen wurden möglichst praxisgerecht gewählt, entsprechen aber nicht exakt den in der Norm vorgeschriebenen.

5 Auslegung der optischen Systeme

5.1 Generelle Anforderungen

Die grundlegenden Anforderungen an die abbildenden Systeme orientieren sich an etablierten Standards, um dem Operateur keine zu starke Umgewöhnung abzuverlangen. Gängig ist in der Laparoskopie ein Feldwinkel von 70° sowie eine Blickrichtung von 0° (Geradeausblick), 30° (Vorausblick) oder 45° (Seitblick) [14]. Die zu entwickelnden Endoskope sollen eine Blickrichtung von 0° aufweisen, wobei sich das optische System jedoch durch Einsatz eines Prismas ohne Änderungen an der Linsenanordnung und den Linsen auf 30° umstellen lässt. Als Feldwinkel sind 70° gefordert.

Derzeit überwiegen Instrumente mit zehn Millimeter Außendurchmesser, wobei auch bei der vorliegenden Entwicklung zehn Millimeter Außendurchmesser zugelassen werden. Abzüglich Hüllrohr und Beleuchtungsfasern, beziehungsweise Kühlsystem, verbleibt ein radialer Bauraum von 6,7 mm beim LED- und 8,0 mm beim Zoomendoskop.

Bisherige Chip-on-the-Tip-Endoskope nutzen Fixfokus-Optiken, die nur einen Objektabstand optimal darstellen können. Befindet sich das Objekt in einer anderen Entfernung, verliert das Bild an Schärfe. Für die beiden zu entwickelnden Endoskope ist daher eine variable Fokussierung vorgesehen, so dass das Objekt stets optimal scharf abgebildet werden kann. Ob hierfür ein kontinuierliches Verfahren der Fokusgruppe erforderlich ist, oder diskrete Positionen ausreichen, muss im Rahmen der Entwicklung geprüft werden. Es ist für beide Instrumente ein Schärfeberich von 20 mm Millimeter bis Unendlich, gemessen von der Endoskopspitze, vorgesehen.

Nachfolgend wird der Begriff Objektabstand immer verwendet, wenn die Schnittweite des Objekts vom Schutzglas gemeint ist. Er entspricht damit dem in der Mikroskopie üblichen Begriff „freier Objektabstand“ [15]. Für die Objektentfernung von der Hauptebene aus gemessen, wird der Begriff Objektweite benutzt. Um die Lesbarkeit, insbesondere in Diagrammen, zu verbessern, wird beim Objektabstand von der sonst benutzten Vorzeichenkonvention abgewichen. Während in der technischen Optik üblicherweise Größen entgegen der Lichtrichtung negativ sind [16], ist der Objektabstand im Folgenden stets positiv. Dies entspricht dem normalen Sprachgebrauch und vermeidet invertierte Achsen bei Diagrammen.

Das Zoomendoskop soll einen Zoomfaktor von 1,75 aufweisen, also den Feldwinkel von 70° auf etwa 40° ändern können, wobei insgesamt drei Zoomstufen ausreichend

sind.

Für die Blendenzahl ist beim Zoomendoskop ein Wert kleiner acht gefordert. Dieser orientiert sich an Erfahrungen mit ähnlichen Instrumenten und hat in der Vergangenheit eine ausreichende Bildhelligkeit beim Einsatz vergleichbarer Beleuchtungssysteme und Bildaufnehmern geliefert. Da die LED-Beleuchtung einen geringeren Lichtstrom liefert, wird für dieses Endoskop eine Blendenzahl von sechs angestrebt.

Im Bereich der Laparoskopie weist die Verzeichnung keine so große Bedeutung wie in anderen Bereichen auf, da weder Messungen im Bild vorgenommen werden, noch gerade Kanten vorhanden sind, an denen die Verzeichnung unangenehm in Erscheinung tritt. Daher kann ein recht großer Wert zugelassen werden. Er sollte jedoch betragsmäßig vierzehn Prozent nicht überschreiten.

Die Anforderungen an die beiden optischen Systeme sind in der Tabelle 5-1 zusammenfassend dargestellt.

Durchmesser	LED-Endoskop: < 6,7 mm Zoomendoskop: < 8,0 mm
Blickrichtung	0°, anpassbar auf 30°
Feldwinkel	LED-Endoskop: 70° Zoomendoskop: 40° bis 70° in drei Stufen
Zoomfaktor	nur Zoomendoskop: 1,75
Blendenzahl	LED-Endoskop: ≈ 6 Zoomendoskop: < 8
Schärfebereich	20 mm bis ∞
Verzeichnung	Betrag < 14 %

Tab. 5-1 Anforderungen an die optischen Systeme

5.2 Optisches System für das LED-Endoskop

5.2.1 Aufbau des Systems

Die Auslegung und Optimierung der optischen Systeme erfolgte mit dem auf der Strahlverfolgung (Raytracing) beruhenden Optik-Rechenprogramm ZEMAX. Während analytische Berechnungen eine Linearisierung, insbesondere des Brechungsgesetzes erfordern, welches zu einer erheblichen Abweichung vom tatsächlichen Verhalten führt, erlaubt die Strahlverfolgung die exakte Berechnung der optischen Abbildung. Neben der

Modellierung des optischen Systems und der Visualisierung der Abbildungsqualität, ermöglicht ZEMAX die Optimierung des Linsensystems und dessen Abbildungseigenschaften nach benutzerdefinierten Kriterien, wie Bildfeldwinkel, Abbildungsqualität und Bauraum.

Der Aufbau des optischen Systems für das LED-Endoskop ist in den Abbildungen 5-1 und 5-2 gezeigt. Zur einfacheren Zuordnung der einzelnen Flächen sind diese nummeriert. Das erste Bauteil ist das Schutzglas aus Saphir, gefolgt von einer Negativlinse in Meniskenform. Diese ist erforderlich, um den Strahlengang ungehindert durch das sich anschließende Prisma zu führen. Ohne Negativlinse ist der freie Durchmesser des Prismas nicht groß genug, um den Strahlengang vignettierungsfrei, d.h. bei einem Feldwinkel von 70° ohne Abschneiden der äußeren Strahlen, über die gesamte Prismenlänge passieren zu lassen. Das Prisma mit den Flächen 5 und 6 ist als Glasrolle mit planparallelen Endflächen modelliert. Ihre optische Wirkung ist mit der des Prismas identisch und wird in dem Endoskop mit Geradeausblick eingesetzt, um das gleiche System verwenden zu können wie für eine Vorausblick-Optik. Für die Modellierung in ZEMAX wurde die Glasrolle gewählt, da so auf die schrägen und reflektierenden Flächen des Prismas verzichtet werden kann, wodurch der Aufbau bei gleichem Ergebnis vereinfacht wird.

Mit dem Prisma, beziehungsweise der Glasrolle verkittet ist das Filterglas, welches verhindert, dass Infrarotstrahlung auf den CCD-Chip gelangt. Dazwischen liegt die auf den Filter aufgedampfte Blende. An den Filter schließen sich zwei Sammellinsen an, von denen die erste mit dem Filterglas verkittet ist und deshalb eine plane Vorderseite aufweist. Die zweite ist für eine vereinfachte Fertigung und Montage symmetrisch bikonvex ausgeführt, so dass die Fertigung beider Flächen mit den selben Werkzeugen erfolgen kann und die Orientierung bei der Montage nicht beachtet werden muss. Die letzte Linsengruppe ist der zur Fokussierung dienende und daher bewegliche Achromat mit den Flächen 12 bis 14. In der Abbildung 5-1 befindet sich dieser in der Stellung für den Nahbereich, in der Abbildung 5-2 in der Stellung für den Fernbereich. Der Durchmesser ist so dimensioniert, dass genügend radialer Bauraum für den Lineardirektantrieb zur Verfügung steht. Für bewegliche Gruppen bietet es sich in den meisten Fällen an, mindestens einen Achromaten zu benutzen, da dieser den Farbfehler direkt vor Ort korrigiert, eine nachträgliche Korrektur durch andere Linsen ist nur selten für alle Stellungen möglich. Das letzte Bauteil vor der Bildauffangebene ist das Schutzglas des CCD-Chips.

Um den geforderten Schärfebereich abzudecken, sind zwei Fokusstellungen ausrei-

chend. Der Fokusachromat ändert seine Position dabei um 0,7 mm. Dies ist im Hinblick auf den verwendeten Linearaktor ein sinnvolles Maß und wurde daher bei der Entwicklung der Optik als Zielgröße vorgegeben. Die Auslegung des Linsensystems und des elektromagnetischen Antriebs sind voneinander abhängig. Es ist daher meist ein iterativer Designprozess erforderlich. Nach der Bestimmung der Abmaße der Linsen und dem Verfahrweg des Achromaten muss überprüft werden, ob dies mit dem elektromagnetischen Design kompatibel ist. Auf Aspekte wie sinnvolle Verfahrwege, die für die Kopplung von Optik und elektromagnetischen Antrieben unabdingbar sind, wird in Kapitel 7 näher eingegangen.

Die nominellen Objektabstände betragen 26 mm und 75 mm. Durch die Tiefenschärfe können jedoch auch Objekte, in einem Bereich um die nominellen Abstände herum ohne signifikante Einbußen bei der Qualität abgebildet werden. Die vordere und hintere Grenze der Tiefenschärfe berechnen sich gemäß den Formeln 5-1 und 5-2.

$$a_v = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 - u' \cdot k \cdot (a + f')} \qquad \textbf{(5-1)}$$

$$a_h = \frac{a \cdot f'^2}{f'^2 + u' \cdot k \cdot (a + f')} \qquad \textbf{(5-2)}$$

Darin ist a die Objektweite, f' die Brennweite, u' der zulässige Unschärfekreisdurchmesser und k die Blendenzahl. Die Blendenzahl k berechnet sich aus der Brennweite f' und dem Eintrittspupillendurchmesser d_{EP}.

$$k = \frac{f'}{d_{EP}} \qquad \textbf{(5-3)}$$

In der nachfolgenden Tabelle 5-2 sind die Kenngrößen des optischen System und die daraus berechneten Grenzen der Tiefenschärfe angegeben.

Im Nahfokusbereich können demnach Objekte von etwa 18 mm bis 42 mm und im Fernfokus von 37 mm bis 1045 mm scharf abgebildet werden. Der Berechnung liegt ein zulässiger Unschärfekreisdurchmesser von 12 µm zugrunde. Dieser Wert wird auch in einem ähnlichen optischen Systems des Firmenpartners verwendet. Er entspricht etwa dem zweieinhalbfachen der Pixeldiagonale von 4,544 µm. Die Tiefenschärfebereiche

von Nah- und Fernbereich überlappen um 5 mm, so dass auch zwischen den nominellen Objektabständen das Operieren möglich ist, ohne die Fokussierung zu häufig nachzuführen.

	Nomineller Objektabstand	
	26 mm	75 mm
Unschärfekreisdurchmesser u'	12 µm	
Brennweite f'	2,47 mm	2,52 mm
Blendenzahl k	6,22	6,35
Hauptebenenlage	4,51 mm	4,57 mm
Objektweite a	-30,51 mm	-79,57 mm
Vordere Grenze der Tiefenschärfe (Objektweite) a_v	-22,72 mm	-41,35 mm
Hintere Grenze der Tiefenschärfe (Objektweite) a_h	-46,45 mm	-1049,64 mm
vordere Grenze der Tiefenschärfe (Objektabstand)	18,21 mm	36,78 mm
Hintere Grenze der Tiefenschärfe (Objektabstand)	41,94 mm	1045,07 mm

Tab. 5-2 Berechnete Tiefenschärfe des LED-Endoskops

Aufgrund von Beugung an der Blende kann ein Objektpunkt nicht in einen idealen Punkt abgebildet werden, vielmehr ergibt sich statt eines Bildpunkts ein Beugungsmuster. Bei dem häufig vorliegenden Fall einer kreisrunden Blende ergeben sich hierbei konzentrische Ringe, die abwechselnd hell und dunkel sind. Der innerste Ring ist dabei das Hauptmaximum der Beugung und konzentriert den Großteil der Intensität, die Nebenmaxima werden mit zunehmender Ordnung dunkler und spielen daher nur eine untergeordnete Rolle. Der Durchmesser des ersten Beugungsminimums wird auch als Airy-Scheibchen bezeichnet und ist ein Maß für die bestmögliche Abbildung eines Punktes. Eine detaillierte Diskussion dieses Aspekts erfolgt in Kapitel 5.6.

Für die Berechnung des Spotdiagramms werden Strahlen auf verschiedenen Wegen durch das optische System geschickt und der Auftreffpunkt jedes Strahls in der Bildauffangebene durch einen Punkt sichtbar gemacht. Eine ideale Abbildung würde somit exakt übereinander liegende Punkte liefern. Durch Beugung und Abbildungsfehler weichen die einzelnen Auftreffpunkte jedoch voneinander ab, so dass sich ein für die Optik charakteristisches Muster ergibt, welches als Spot bezeichnet wird und aus dem auch

auf die Art der Fehler geschlossen werden kann. Die größte Ausdehnung des Spots wird mit dem geometrischen Radius quantifiziert. Da einzelne, sehr weit außen liegende Strahlen kaum zur Gesamtintensität beitragen und somit für den Bildeindruck wenig Relevanz besitzen, wird für die Bewertung häufig primär der rms-Radius genutzt. Durch die Berechnung des quadratischen Mittelwerts, im Englischen root mean square, kurz rms, wird nicht nur der Auftreffort, sondern über die Anzahl der gemittelten Strahlen auch die Helligkeit berücksichtigt.

Die Spotdiagramme für die beiden nominellen Objektabstände sind in den Abbildungen 5-3 und 5-4 gezeigt. In beiden Fällen sind nicht nur die rms-Spots, sondern auch die geometrischen Spotdurchmesser kleiner als das Airy-Scheibchen. Die Abbildungen sind damit beugungsbegrenzt und an der Grenze des physikalisch Machbaren.

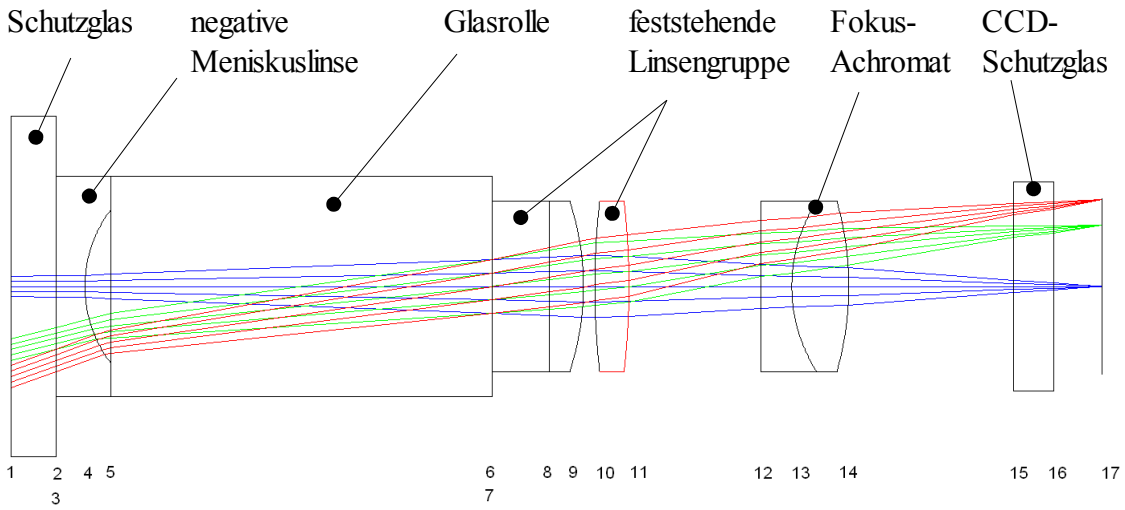


Abb. 5-1 Fokusoptik für das LED-Endoskop, Einstellung für den Nahbereich

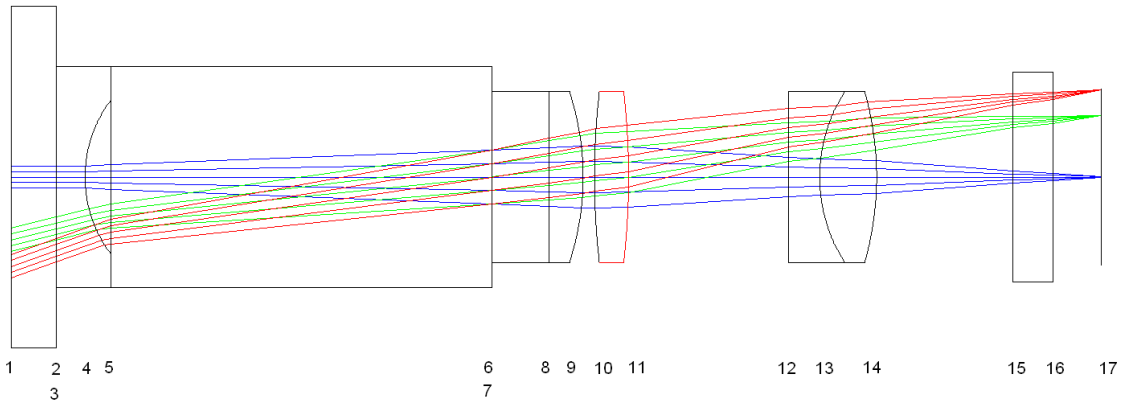


Abb. 5-2 Fokusoptik für das LED-Endoskop, Einstellung für den Fernbereich

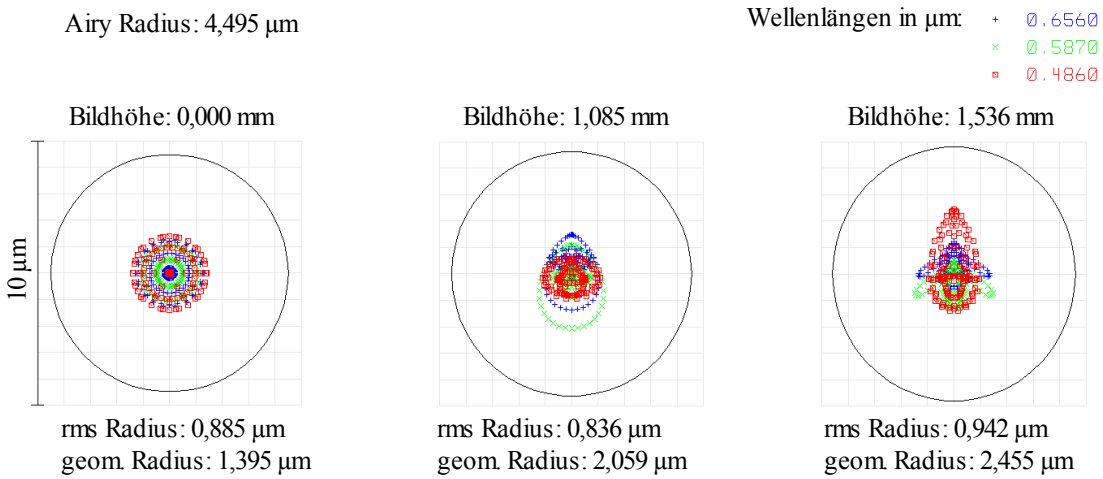


Abb. 5-3 Spotdiagramm für einen Objektabstand von 26 mm

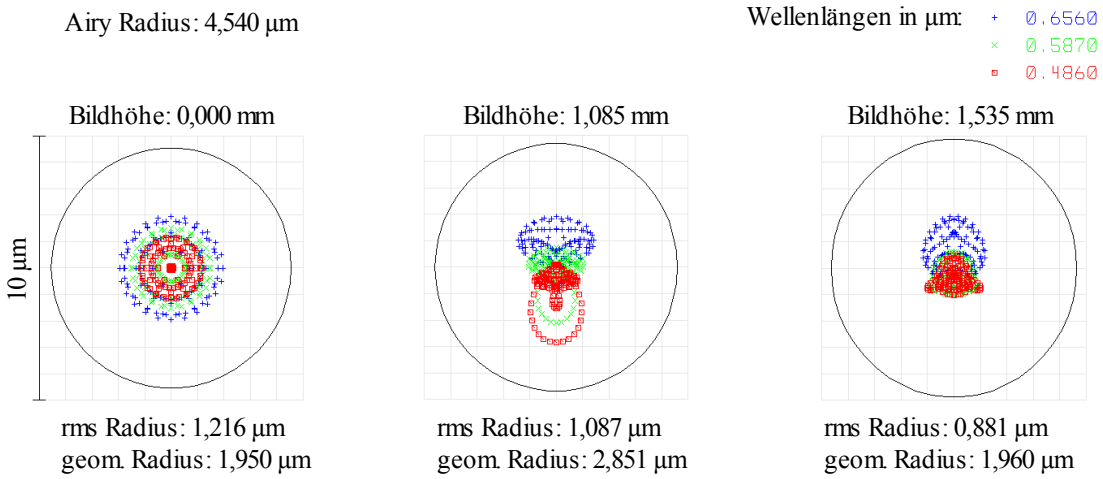


Abb. 5-4 Spotdiagramm für einen Objektabstand von 75 mm

Die Spotdiagramme beziehen sich auf den idealen Fall, dass sich das Objekt im nominellen Objektabstand vor einem fehlerfrei gefertigten System befindet.

Da ein Zweistufen-Fokus zum Einsatz kommt, wird sich das Objekt meist nicht genau im nominellen Objektabstand einer der beiden Fokuspositionen befinden. Hierdurch werden die Spots größer, da die Abbildungsgleichung nicht mehr exakt erfüllt ist. Eine Abschätzung über den Grad der Verschlechterung erfolgte analytisch über die Berechnung der Tiefenschärfe, wobei innerhalb des Tiefenschärfebereichs eine Verschlechterung um maximal 12 µm im Durchmesser zu erwarten ist.

Ein weiterer Punkt, der die Abbildungsqualität gegenüber der Auslegung mit ZEMAX verschlechtert, sind die unvermeidlichen Fertigungstoleranzen. Um deren Einfluss zu untersuchen, wurde eine Toleranzanalyse durchgeführt, wobei sämtliche wichtigen Pa-

rameter wie Linsenradien, -dicken, Luftstrecken, Verkippungen, Exzentrizitäten, Brechungsindex und Abbezahl mit Toleranzen versehen wurden. Die Werte sind in der Tabelle 5-3 zusammengestellt, sie entsprechen den typischen Unsicherheiten der Fertigungsverfahren.

Parameter	Toleranz
Radius	± 4 Newtonringe
Dicke	± 0,02 mm
Oberflächendezentrierung	± 0,02 mm
Oberflächenverkippung	± 0,2°
Elementdezentrierung	feststehende ± 0,02 mm bewegliche ± 0,04 mm
Elementverkippung	feststehende ± 0,2° bewegliche ± 0,4°
Brechungsindex	± 0,001
Abbezahl	ca. ± 1%

Tab. 5-3 Toleranzen

Aus der statistischen Kombination aller möglichen Fehlerursachen, Monte-Carlo-Analyse genannt, ergibt sich eine für die tatsächlich erzielbare Abbildungsleistung repräsentative Auswahl von Systemen. Für die Fehler wurde eine Gleichverteilung angenommen, da dies zum einen der ungünstigere Fall als eine Normalverteilung darstellt und zum anderen einigen Fehlern besser entspricht. Die vorliegende Optik erweist sich als relativ unempfindlich gegenüber den Fertigungstoleranzen. Ohne die Berücksichtigung von Toleranzen liegt der durchschnittliche rms Radius bei 1,2 µm, durch die Fertigungsfehler verschlechtert er sich im Mittel um 2,3 µm auf 3,5 µm

Bei Zusammenwirken der beiden Faktoren, Objekt nicht exakt im nominellen Objektabstand und Fertigungstoleranzen, ist eine Abbildung zu erwarten, die nicht in jedem Fall beugungsbegrenzt ist. Ohne Kenntnis aller Komponenten könnte man hieraus schließen, dass die Entwicklung noch weiter optimiert werden sollte. Als Gesamtsystem mit dem verwendeten Bildaufnehmer ICX239AKE von Sony relativiert sich dies jedoch. Der CCD-Chip besitzt nicht quadratische Pixel mit einer Größe von 3,275 µm horizontal und 3,150 µm vertikal. Die maximal auflösbare bildseitige Ortsfrequenz liegt dem Abtasttheorem zufolge bei etwa 152 horizontalen und 159 vertikalen Linienpaaren pro Millimeter, korrespondierend zu Linienbreiten, die der Pixelgröße entsprechen. Besitzt das Objekt feinere Strukturen, kann es zur Bildung von Moiré-Mustern kommen. Dies lässt

sich effektiv verhindern, wenn das optische System vor dem Chip als Tiefpassfilter wirkt und zu hohe Ortsfrequenzen nicht darstellt. Als Erfahrungswerte werden hierfür in der Literatur unterschiedliche Spotgrößen genannt. Bei dem kleinsten etablierten Wert sollte der Durchmesser dem doppelten Pixelabstand entsprechen. Anderen Berichten zufolge ist auch der Faktor vier sinnvoll. Unter diesem Gesichtspunkt hat die Vergrößerung der Spots durchaus positive Nebeneffekte. Nimmt man eine erste Abschätzung der Spotgröße unter Berücksichtigung der Fertigungstoleranzen und der Tiefenschärfe vor, in dem man beide Werte addiert, ergibt sich ein rms Radius von 9,5 µm. Dies entspricht einem Faktor 4 verglichen mit der Pixeldiagonalen und liegt damit in einem sinnvollen Bereich. Die Berechnungen mit ZEMAX haben gezeigt, dass die Abschätzung recht pessimistisch ist und somit zur sicheren Seite hin erfolgt.

5.2.2 Bewertung der Abbildungsleistung

Subjektive Bildqualität

Zur Bewertung der Abbildungsqualität wurden Bilder eines Testcharts nach ISO 12233 in unterschiedlichen Abständen und in beiden Fokusstellungen mit zwei Labormustern des Endoskops aufgenommen. Die Messungen erfolgten mit externer Beleuchtung, um optimale Lichtverhältnisse zu erhalten. Bei schwachem Licht, wie es die integrierte LED im Fernbereich liefert, besteht die Gefahr, dass die Bildqualität durch Rauschen des Bildaufnehmers abnimmt und statt der Qualität des Linsensystems die Lichtempfindlichkeit des CCD-Chips bewertet wird.

Zunächst wird das Objekt bei der Nahstellung in den nominellen Objektabstand gebracht und anschließend so lange auf das Endoskop zu bewegt, bis die Bildqualität merklich abnimmt. Anschließend wird das Objekt vom nominellen Objektabstand vom Endoskop entfernt, bis wiederum eine signifikante Abnahme der Bildqualität sichtbar wird. Hiermit lässt sich die subjektive Tiefenschärfe des Systems ermitteln. Dieser Vorgang wird mit der Ferneinstellung wiederholt. Das zweite Labormuster durchläuft den gleichen Test.

Die Abbildung 5-5 zeigt eine Aufnahme des Testcharts im nominellen Objektabstand von 26 mm. Am oberen und linken Bildrand sind zwei durch die Lichtquelle überstrahlte Bereiche zu erkennen. Diese sollten nicht zur Beurteilung der Bildqualität genutzt werden. Zum Vergleich ist in der Abbildung 5-6 das Bild bei Erreichen des subjektiven

vorderen Tiefenschärfebereichs gezeigt, dieser liegt bei 15 mm. Die Tabelle 5-4 fasst die Ergebnisse der Auswertung zusammen.

Auffällig ist, dass die Tiefenschärfebereiche der beiden Labormuster, insbesondere für die hintere Grenze im Nahbereich, erheblich voneinander abweichen. Erklärbar ist dies dadurch, dass die Montage des CCD-Chips manuell unter Sichtkontrolle erfolgte, womit leichte Abweichungen in der Position zu erwarten sind. Eine leichte Defokussierung verschiebt den nominellen Objektabstand und damit auch den Tiefenschärfebereich. Aus der Tabelle 5-4 ist ersichtlich, dass sich die Tiefenschärfebereiche von Nah- und Fernfokus bei beiden aufgebauten Endoskopen deutlich überlappen. Somit ist auch bei Objektabständen zwischen den beiden nominellen Entfernungen von 26 mm und 75 mm ein Arbeiten ohne ständiges Umschalten der Bereiche möglich. Das Endoskop darf bis auf 15 mm an das Objekt herangeführt werden, um dieses noch scharf abbilden zu können.

Im Fernbereich tritt zwischen den beiden Exemplaren ebenfalls ein deutlicher Unterschied in der hinteren Tiefenschärfegrenze auf. Für normale Anwendungen in der Laparoskopie wird auch der kleinere Wert von 220 mm ausreichen. Weiterhin ist der Abfall der Bildqualität zu größeren Abständen vergleichsweise gering, so dass auch Objekte im Unendlichen mit nahezu der gleichen Qualität dargestellt werden, wie an der Grenze der Tiefenschärfe. Bei nicht ganz so strengen Kriterien an die Bildqualität könnte entsprechend die Tiefenschärfe bis unendlich interpretiert werden. Insgesamt überzeugt die subjektiv wahrgenommene Bildqualität, auch feine Details werden dargestellt.

	Labormuster 1		**Labormuster 2**	
	nah	fern	nah	fern
nomineller Objektabstand	26	75	26	75
vordere Grenze der Tiefenschärfe	15	25	15	30
hintere Grenze der Tiefenschärfe	120	220	60	300

Tab. 5-4 Subjektive Tiefenschärfe der beiden Labormuster

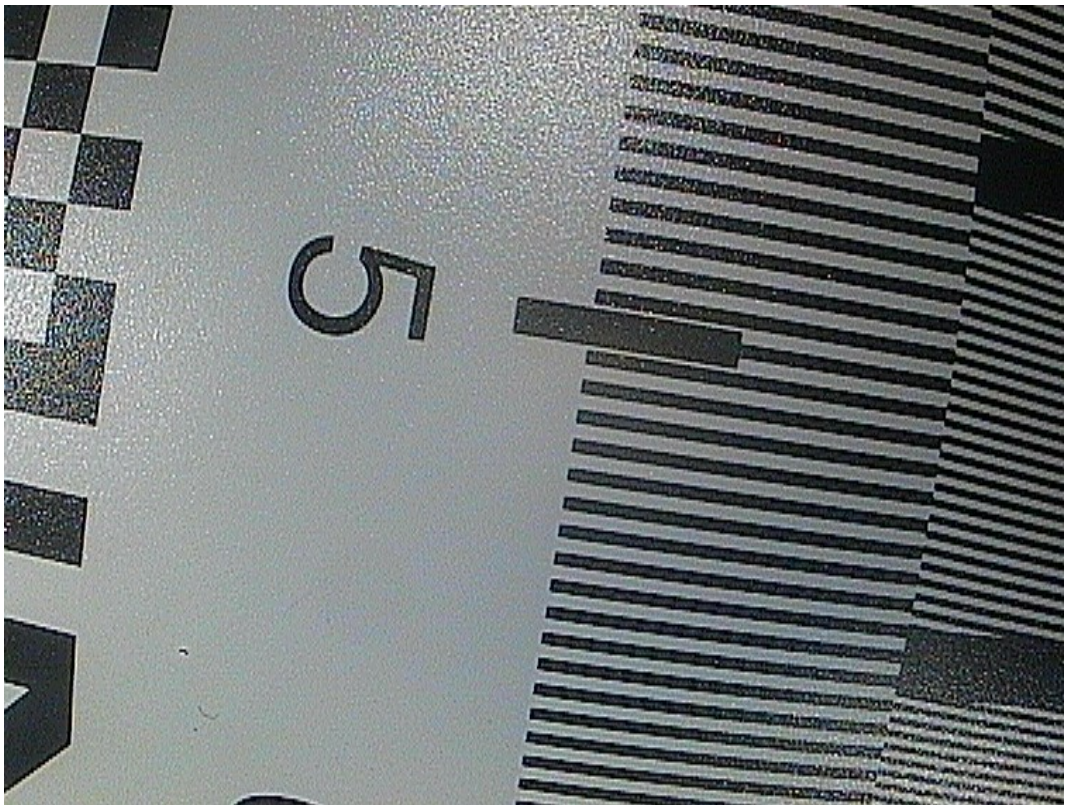


Abb. 5-5 Labormuster 1, nomineller Objektabstand 26 mm

Abb. 5-6 Objektabstand 15 mm, subjektive Grenze der Tiefenschärfe Labormuster 1

Modulationsübertragungsfunktion

Neben der subjektiven Beurteilung der Bildqualität, wie sie im letzten Abschnitt erfolgte, interessieren objektive Kennzahlen, die den direkten Vergleich mit den Anforderungen, der ZEMAX-Modellierung und anderen Systemen ermöglichen. Hierfür ist insbesondere die Modulationsübertragungsfunktion, kurz MTF, geeignet. Die MTF gibt an, mit welchem Kontrast Objektstrukturen in Abhängigkeit von ihrer Größe abgebildet werden.

In dem MTF-Diagramm wird der Quotient aus Bild- und Objektkontrast über der Strukturgröße in Linienpaaren pro Millimeter (englisch: line pairs per millimeter, kurz LP / mm) aufgetragen. Durch die Normierung startet der Graph für Null Linienpaare stets bei eins. Der Abfall zu höheren Ortsfrequenzen ist ein Maß für die Qualität des optischen Systems und erlaubt den Vergleich unterschiedlicher Optiken. Bei flach verlaufenden Kurven werden auch kleine Strukturen dargestellt, desto besser ist somit das betrachtete System. In der Abbildung 5-7 ist exemplarisch die MTF eines einfachen Objektivs vom Cooke-Triplet Typ dargestellt. Zusammen mit der Beugungsgrenze in Schwarz sind die Verläufe für drei Feldwinkel aufgetragen, in Grün für 0°, in Blau für 14° und in Rot für 20°, wobei die letzten beiden getrennt für Tangential und Sagittalebene ausgewertet werden. Es zeigt ein Verhalten, welches für die meisten Objektive typisch ist, wobei zwei Punkte besonders erwähnenswert sind. Die MTF nimmt zu größeren Feldwinkeln hin ab, das heißt das Auflösungsvermögen ist in der Bildmitte höher als am Bildrand. In der Tangentialebene ergeben sich, aufgrund der größeren Auftreffwinkel, schlechtere Abbildungsleistungen als in der Sagittalebene.

In dem hier vorliegenden Fall wird die MTF benutzt, um einen Vergleich zwischen messtechnisch erfassbarem und subjektiv empfundenem Qualitätsabfall bei Verschieben des Objekts aus dem nominellen Objektabstand aufzustellen.

Ein experimentell vergleichsweise aufwendiges, aber sehr anschauliches Verfahren, die MTF zu erzeugen, besteht darin, Testcharts mit unterschiedlich vielen Linienpaaren pro Millimeter aufzunehmen, den Kontrast jedes einzelnen Linienmusters auszuwerten und abschließend zwischen den Messwerten zu interpolieren. Aufgrund des hohen experimentellen Aufwands wird diese Methode kaum eingesetzt.

Die heute übliche Methode [17] verwendet nur ein einzelnes Objekt, eine Schwarz-Weiß Kante, wobei die MTF mit numerischen Verfahren auszuwerten ist. Das Verfahren ist damit experimentell deutlich einfacher, erschließt sich jedoch nicht mehr so intuitiv.

Eine detaillierte Diskussion des physikalisch-mathematischen Hintergrunds der Berechnung erfolgt in dem Kapitel 5.6.

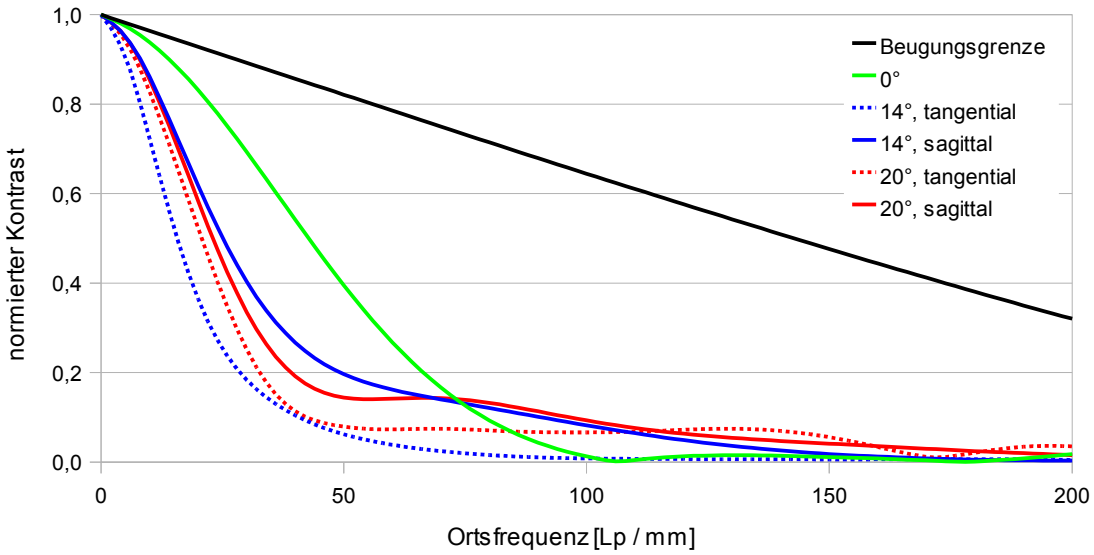


Abb. 5-7 Typische MTF am Beispiel eines Cooke-Triplets

An dieser Stelle werden nur das experimentelle Vorgehen und die Ergebnisse dargelegt. Dazu wurden Bilder einer schrägen Kante auf dem ISO 12233 Testchart aufgenommen, siehe Abbildung 5-8. Für die Auswertung wird das in MATLAB geschriebene Programm sfrmat 2.0 benutzt [18]. Dieses liefert nicht die MTF in Linienpaaren pro Millimeter, sondern die spatial frequency response [19], kurz SFR, in Linienpaaren pro Pixel, da bei der Bildauswertung nur die Pixelgröße als Maßverkörperung genutzt werden kann. Verlauf von SFR und MTF sind bis auf die unterschiedlichen Einheiten der x-Achse jedoch identisch. Bei bekanntem Pixelabstand des verwendeten Bildaufnehmers können die Werte in bildseitige Linienpaare pro Millimeter umgerechnet werden. Mit Hilfe des Abbildungsmaßstabs lässt sich hieraus auch das objektseitige Auflösungsvermögen bestimmen. Das Ergebnis der Berechnung ist in der Abbildung 5-9 dargestellt.

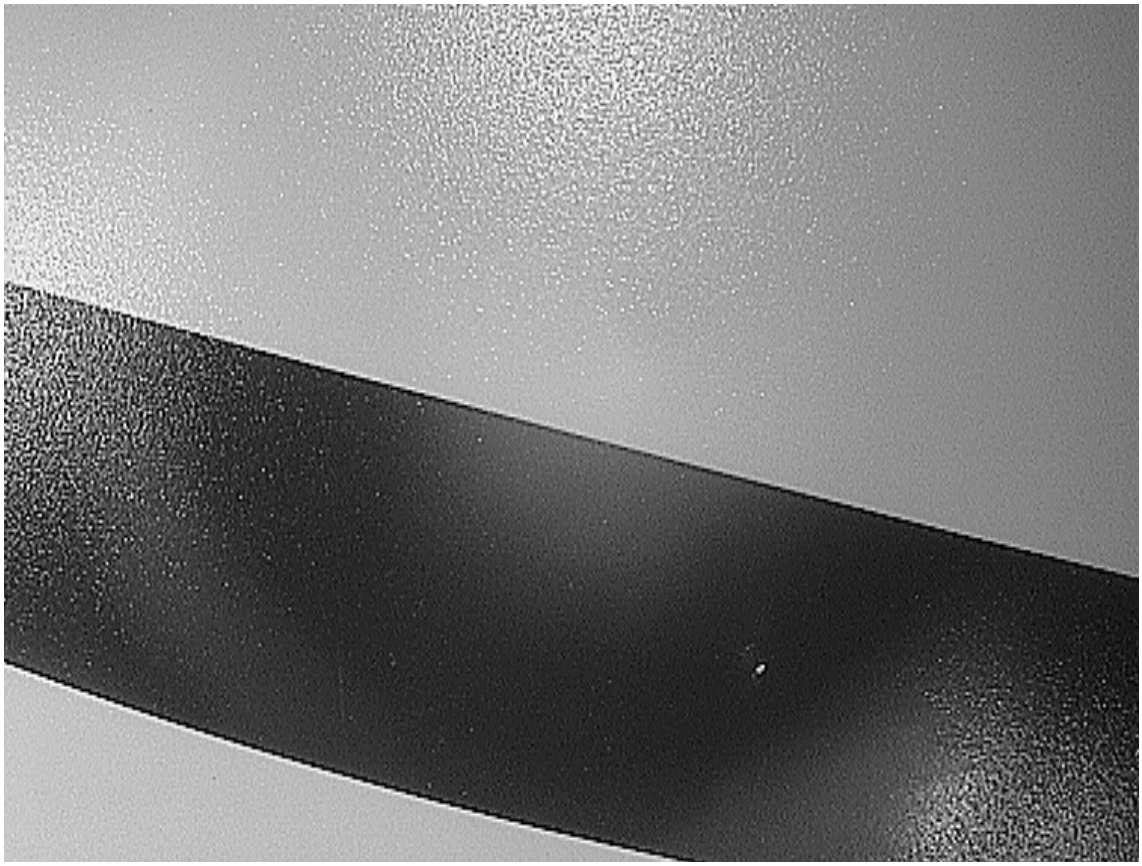


Abb. 5-8 schwarz-weiß Kante für die Bestimmung der SFR

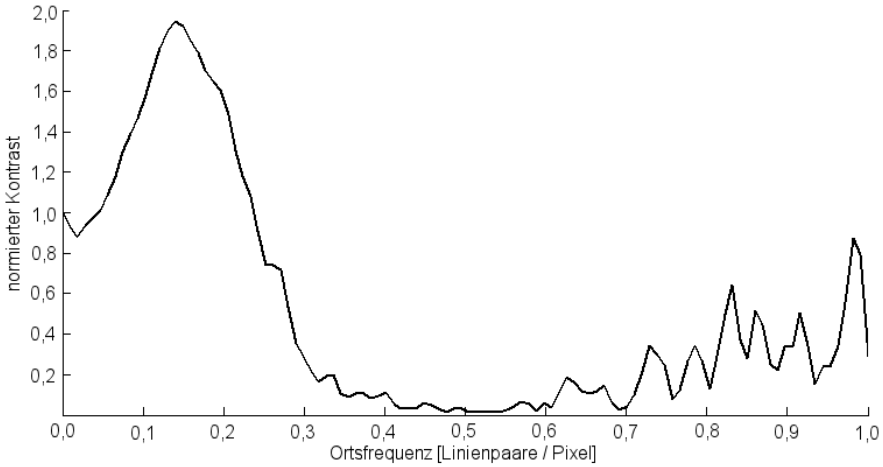


Abb. 5-9 Aus der Kante berechneter Verlauf der SFR

Offensichtlich entspricht der Verlauf nicht den Erwartungen. Ein Anstieg der Funktion über eins und damit über den Wert bei Null Linienpaaren pro Millimeter ist nicht sinnvoll.

Zuerst wurde überprüft, ob dieses Verhalten auf die überstrahlten Bildbereiche zurück-

zuführen ist. Jedoch zeigt sich ein vergleichbarer Verlauf auch dann, wenn die zu untersuchende Region gezielt auf nicht überstrahlte Bildbereiche begrenzt wird. Bei genauerer Analyse des Bilds wird deutlich, dass die Kante stark nachgeschärft ist, siehe Abbildung 5-10. Entlang des auszuwertenden Hell-Dunkel-Übergangs findet sich eine schmale Linie, die dunkler als der Rest des Bildes ist und direkt daneben eine Linie, die heller ist als der weiße Bildbereich. Dies kann entweder durch eine schärfende Funktion in der Auswertelektronik oder durch die Bildkompression in das JPEG-Format beim Speichern bedingt sein. Werden die Bilder nicht messtechnisch weiterverarbeitet, sondern ausschließlich mit dem Auge betrachtet, fällt dies nicht negativ auf. Im Gegenteil, in Maßen eingesetzt, verbessert ein Algorithmus zum Kantenschärfen die subjektive Bildqualität und kommt daher sehr häufig zum Einsatz.

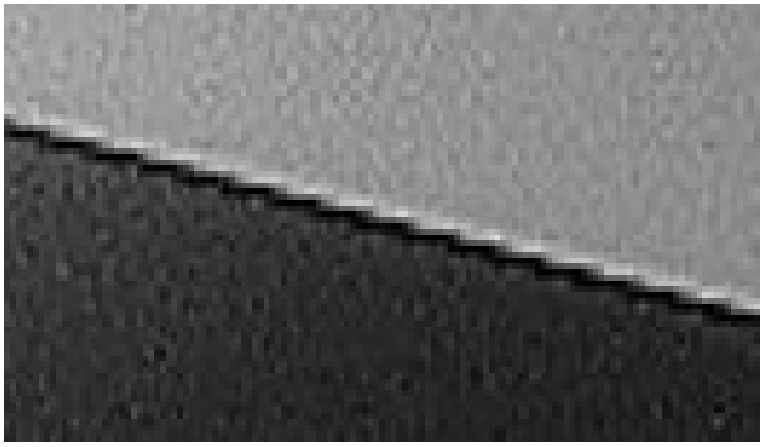


Abb. 5-10 Vergrößerter Ausschnitt aus der Abbildung 5-8

Um den Einfluss der Schärfung auf die Auswertung zu untersuchen, wurde dem Programm sfrmat zunächst ein synthetisches Bild einer Schwarz-Grau-Kante übergeben, siehe Abbildung 5-11. Das Ergebnis ist in der Abbildung 5-12 dargestellt und zeigt den erwarteten Verlauf einer beugungsbegrenzten Abbildung.

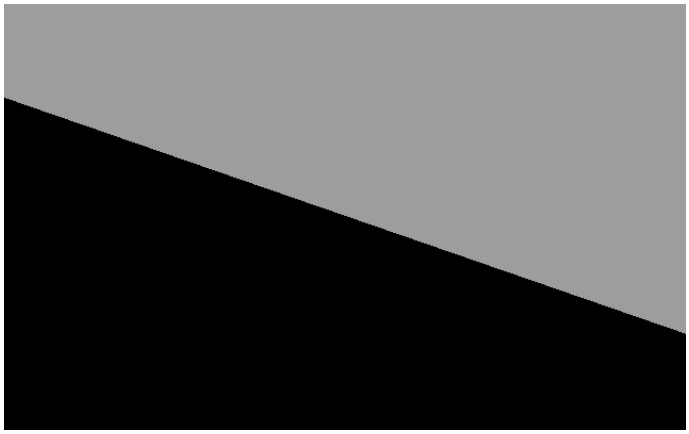


Abb. 5-11 Synthetische Schwarz-Grau-Kante

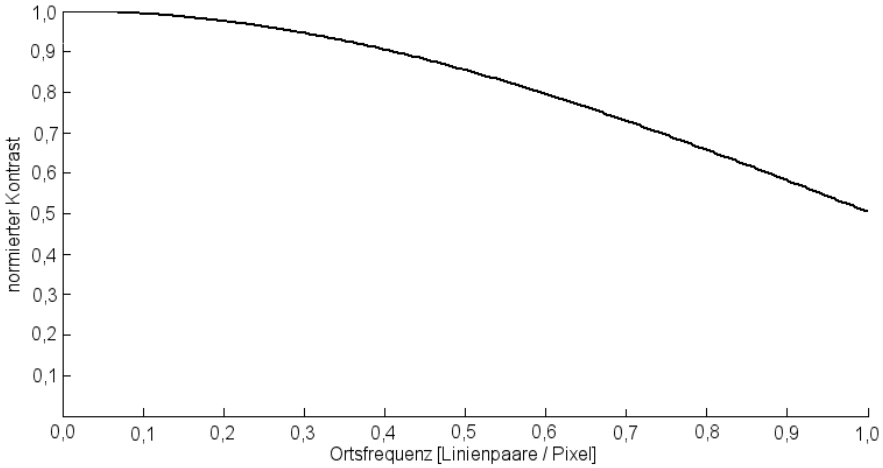


Abb. 5-12 Verlauf der SFR an der synthetischen Schwarz-Grau-Kante

Ein sehr ähnlicher Verlauf ergibt sich für den noch idealeren Übergang von Schwarz nach Weiß. Ein den Messungen ähnlicher Helligkeitsübergang ist in der Abbildung 5-13 dargestellt. Zwischen den unterschiedlich hellen Grautönen befindet sich ein schwarzer Strich. Auf den parallel dazu liegenden weißen Strich wurde verzichtet. Als Ergebnis ergibt sich ein Verlauf, der an eine Schwingung erinnert und nichts mit einer sinnvollen MTF zu tun hat, siehe Abbildung 5-14. Die Auswertung eines Übergangs mit einer solchen Charakteristik scheitert entsprechend.

Um dennoch die MTF bestimmen zu können, liegt es zunächst nahe, auf ein anderes Verfahren, wie die eingangs angesprochene Auswertung von Linienpaaren überzugehen, aber auch diese sind in ähnlicher Weise von den Verfälschungen durch die Schärfung betroffen. Bei geringen Ortsfrequenzen ist es möglich, manuell nur die Bereiche für die Kontrastmessung auszuwählen, die nicht betroffen sind, aber bei den interessierenden Ortsfrequenzen, bei denen ein Abfall in der MTF sichtbar wird, sind die Linien bereits so schmal, dass sie vollständig aus dem geschärften Rand bestehen und somit keine Auswertung der unverfälschten Mitte mehr möglich ist.

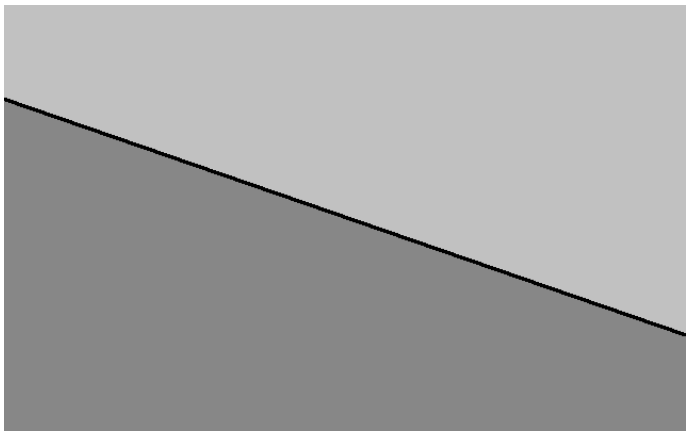


Abb. 5-13 Dunkel- zu Hellgrau-Übergang mit schwarzer Linie

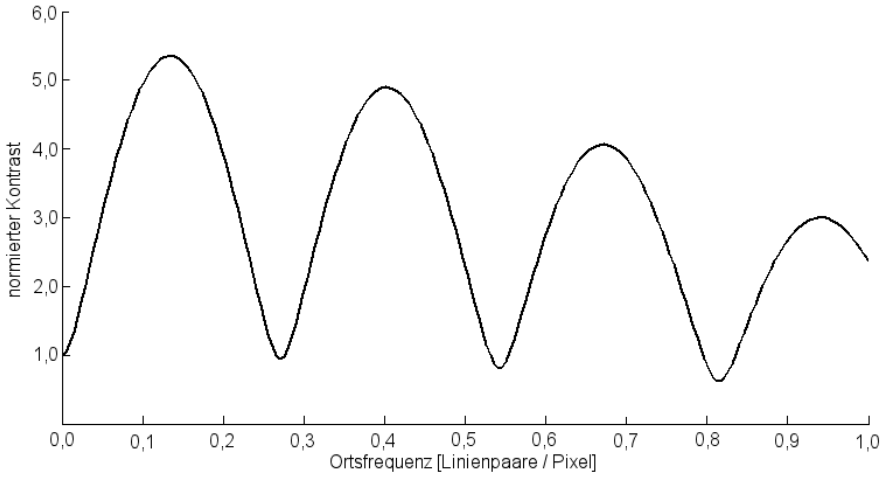


Abb. 5-14 Auswertung der Kante aus Abbildung 5-13

Für die bisherigen Messungen kam als Kamera Controller ein TELE PACK zum Einsatz, der Bilder auf einer PC-Card speichert, aber nur mit der Kantenschärfung und den daraus resultierenden Schwierigkeiten bei der Auswertung.

Alternativ wurde ein TELECAM als Controller ausprobiert. Dieser besitzt keinen eingebauten Bildschirm und bietet nicht die Möglichkeit, Bilder direkt zu speichern. Stattdessen wurde der digitale Videostrom an ein per FireWire angeschlossenes Notebook gesendet und die Standbilder mit diesem gespeichert. Durch die digitale Übertragung entfällt die qualitätsmindernde Wandlung nach analog und wieder zurück, wie sie bei S-VHS oder composite Verbindungen auftreten würde. In den so gewonnenen Bildern zeigt sich bei abgeschalteter Kontrastanhebung keine störende Nachschärfung der Kanten. Sie können für die Berechnung der SFR mittels sfrmat genutzt werden, so dass auch eine messtechnische Bewertung erfolgen kann. Die Auswertung wird exemplarisch an nur einem Labormuster durchgeführt, da das andere bereits vor Klärung der Nachschärfungs-

problematik an den Auftraggeber übergeben wurde. Da zwei Labormuster ohnehin zu wenig sind, um statistisch relevante Aussagen zu treffen, stellt dies jedoch keine Einschränkung dar. Das Ergebnis der Auswertung ist in den Abbildungen 5-15 und 5-16 zusammenfassend dargestellt. Hierbei sind die Werte der vertikalen SFR und der daraus berechneten MTF über dem Objektabstand aufgetragen, bei denen der Kontrast auf zwanzig Prozent abgefallen ist, wobei die Auswertung in der Bildmitte erfolgte. Auf eine separate Betrachtung des horizontalen Auflösungsvermögens wurde verzichtet. Wie zu erwarten, ist die Abbildungsleistung bei Objektabständen unter dem geforderten Schärfebereich schlecht. Für die Nahstellung des Fokus steigt die Qualität jedoch schnell an, so dass ab dem geforderten Mindestobjektabstand von 20 mm eine Auflösung von über 50 bildseitigen Linienpaaren pro Millimeter erzielt wird. Für Objektabstände größer als etwa 60 mm liefert die Ferneinstellung ein höheres Auflösungsvermögen als die Nahstellung. Bei Letzterer fällt dieses mit zunehmenden Objektabstand weiter ab, während die Ferneinstellung ihr Optimum bei 90 mm erreicht und bis zum Ende des Messbereichs bei 300 mm nahezu konstant bleibt. Die volle Abbildungsleistung erreicht das Labormuster nicht bei den nominellen Objektabständen von 26 mm und 75 mm, sondern erst bei 40 mm in der Nah- und 90 mm in der Ferneinstellung. Dies lässt sich, wie bereits im vorherigen Kapitel diskutiert, durch die manuelle Justage des CCD-Chips erklären, wobei die Werte nicht exakt mit denen der subjektiven Beurteilung übereinstimmen, da zwischenzeitlich eine erneute Justage des CCD-Chips durchgeführt wurde. In beiden Fällen wird ein bildseitiges Auflösungsvermögen von über 110 Lp / mm erreicht.

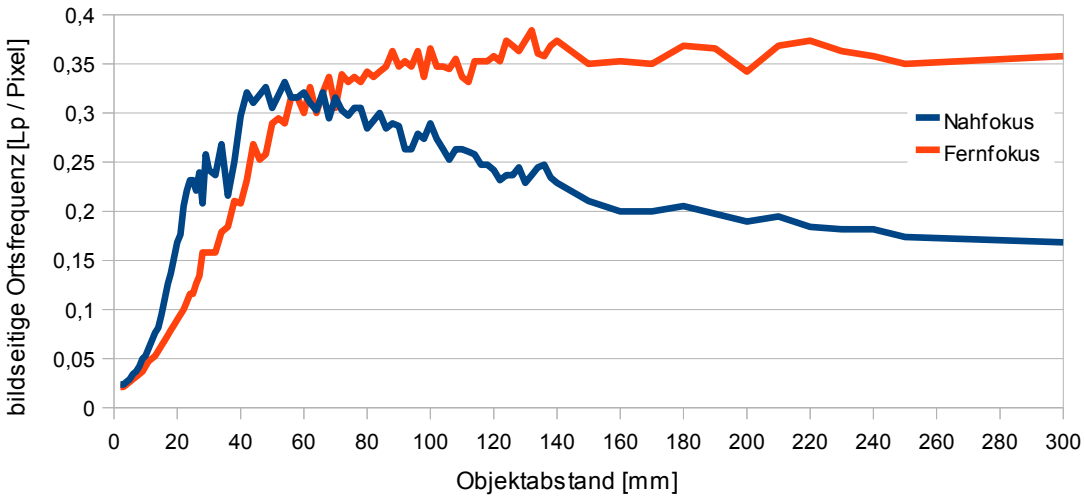


Abb. 5-15 Vertikale SFR des LED-Endoskops

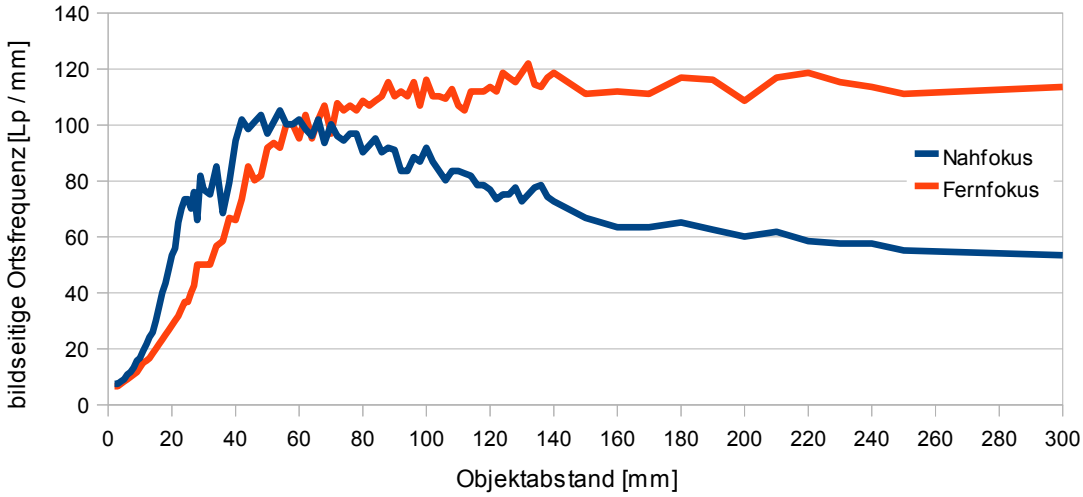


Abb. 5-16 Vertikale MTF des LED-Endoskops

Farbwiedergabe

Die verwendete Kombination aus CCD-Chip und Kameracontroller wird normalerweise durch eine externe Kaltlichtquelle unterstützt. Bei diesem Endoskop erfolgt die Beleuchtung jedoch durch eine distale LED, deren Farbspektrum von dem einer Halogen- oder Xenonlampe abweicht. Zunächst wurde ein Testchart unter Kaltlichtquellenbeleuchtung aufgenommen, siehe Abbildungen 5-17 und 5-18. Nach einem erneuten Weißabgleich wurden die gleichen Ausschnitte unter LED-Beleuchtung aufgenommen, siehe die Abbildungen 5-19 und 5-20. Die Unterschiede zwischen den beiden Beleuchtungen sind nicht sehr groß und wahrscheinlich nur im direkten Vergleich sichtbar, was während der Anwendung nicht gegeben ist. Das Licht der LED führt zu etwas bläulicheren und damit als kühler empfundenen Aufnahmen. Sollte dies störend sein, könnte eine LED mit anderer Farbtemperatur eingesetzt oder der Weißabgleich im Kameracontroller den neuen Gegebenheiten angepasst werden. In den Bildern sind wieder an verschiedenen Stellen überstrahlte Bereiche zu erkennen, die durch die Beleuchtung verursacht werden.

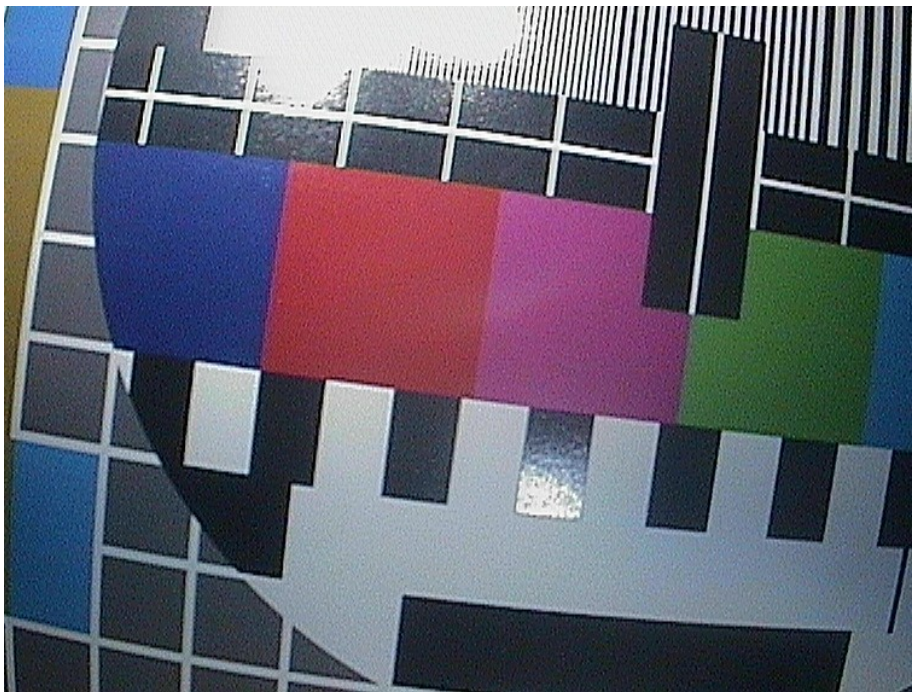


Abb. 5-17 Farbwiedergabe mit Kaltlichtquelle, linker Teil des Testcharts

Abb. 5-18 Farbwiedergabe mit Kaltlichtquelle, rechter Teil des Testcharts

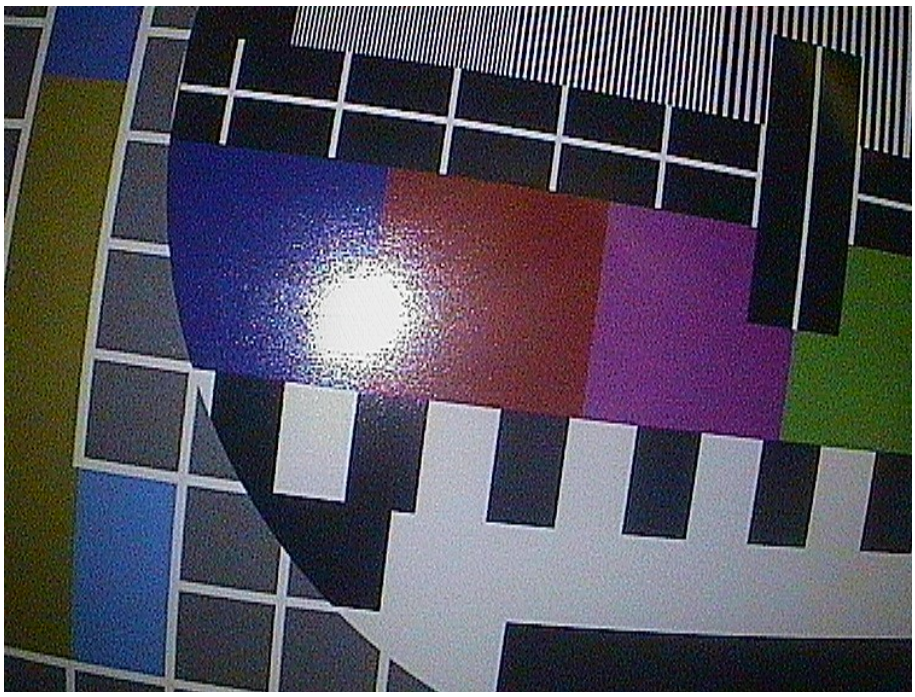


Abb. 5-19 Farbwiedergabe mit LED-Beleuchtung, linker Teil des Testcharts

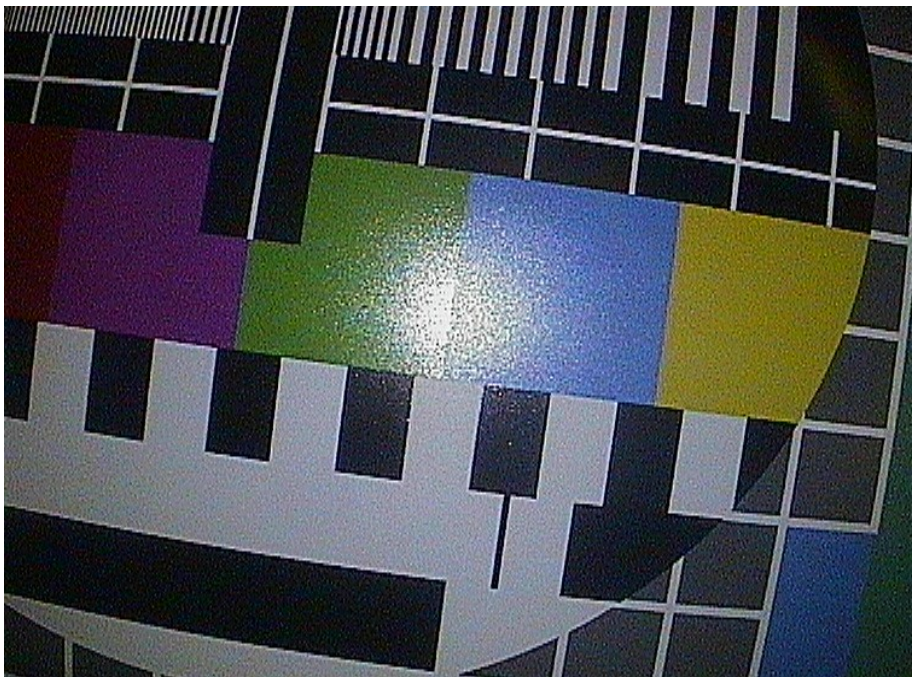


Abb. 5-20 Farbwiedergabe mit LED-Beleuchtung, rechter Teil des Testcharts

5.3 Zoom- und Fokusoptik

5.3.1 Aufbau des Systems

Der Aufbau des optischen Systems ist in den Abbildungen 5-21, 5-22 und 5-23 dargestellt, wobei wiederum die einzelnen Flächen zur einfacheren Zuordnung nummeriert sind. Die Feldwinkel betragen 70° für die Übersichtsdarstellung, 55° in der Zwischenstufe und 40° bei maximaler Vergrößerung. Der Objektabstand ist in allen Fällen 500 mm. Die zugehörigen, mit ZEMAX ermittelten, Spotdiagramme zeigen die Abbildungen 5-24, 5-25 und 5-26.

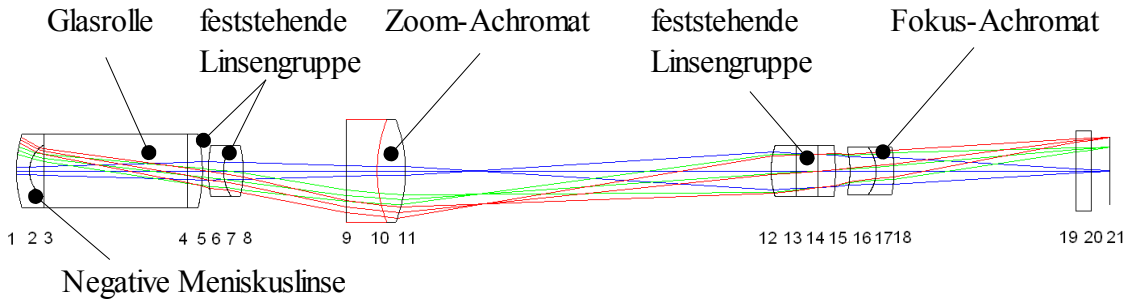


Abb. 5-21 Aufbau des optischen Systems, 70° Feldwinkel

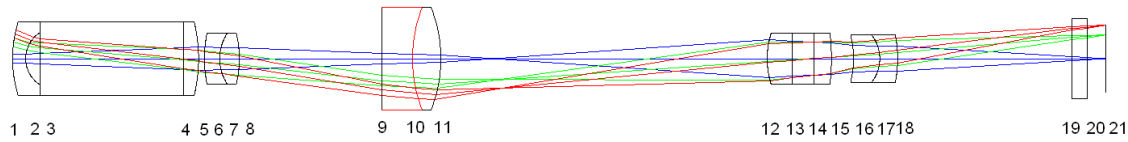


Abb. 5-22 Aufbau des optischen Systems, 55° Feldwinkel

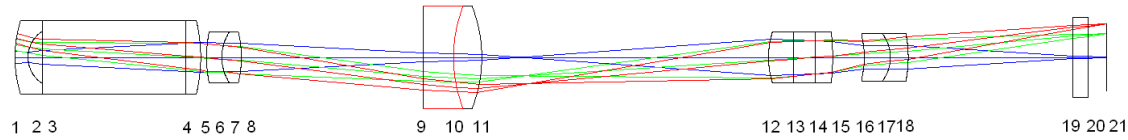


Abb. 5-23 Aufbau des optischen Systems, 40° Feldwinkel

Auf die Modellierung des Schutzglases wurde in diesem Fall verzichtet. Das erste optische Element ist eine negative Meniskuslinse, um den Strahlengang bei einem objektseitigen Feldwinkel von 70° durch die nachfolgende Glasrolle, beziehungsweise das Prisma, zu lenken. Für die Vorausblick-Optik soll das gleiche Prisma verwendet werden wie bei der Fokusoptik. In einem ersten Schritt wird jedoch eine Geradeausblick-Optik

aufgebaut, bei der das Prisma durch eine Glasrolle mit identischen optischen Eigenschaften ersetzt ist. Zunächst waren daher auch identische Glasrollen für die beiden optischen Systeme vorgesehen. Die in den Berechnungen angenommenen Glasrollen erwiesen sich jedoch während des Fertigungsprozesses der Linsen als schwer erhältlich, so dass eine Anpassung an Standard-Glasrollen versucht wurde. Im Fall des Systems für das LED-Endoskop gelang dies, ohne die Linsen zu verändern, allein durch die Anpassung von Abständen. Bei dem Zoomsystem war eine solche Anpassung nicht ohne eine Verschlechterung der Abbildungsqualität möglich. Daher wird in dieser Linsenanordnung die schwerer erhältliche, ursprünglich vorgesehene Glasrolle beibehalten. Dadurch kommen in den beiden Systemen unterschiedliche Glasrollen zum Einsatz.

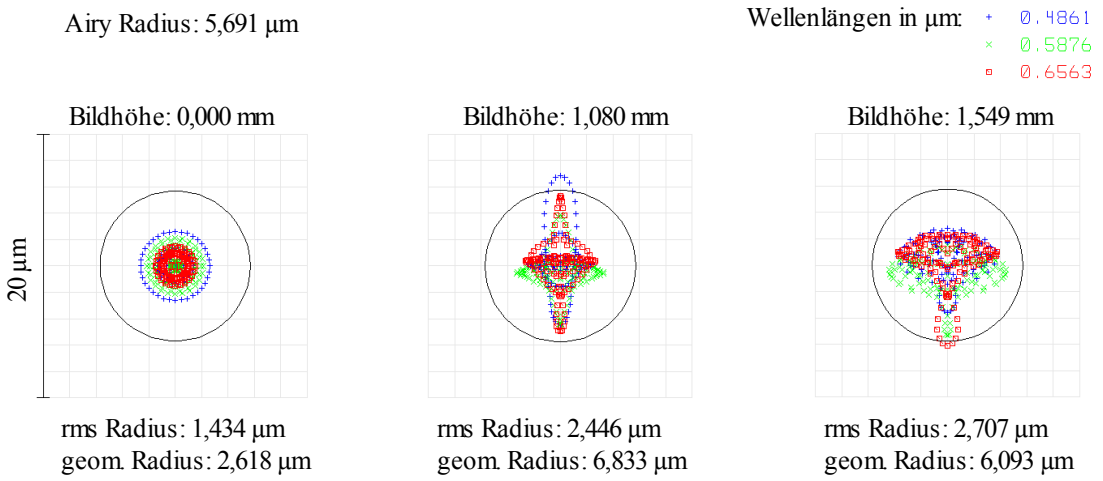


Abb. 5-24 Spotdiagramm bei 70° Feldwinkel

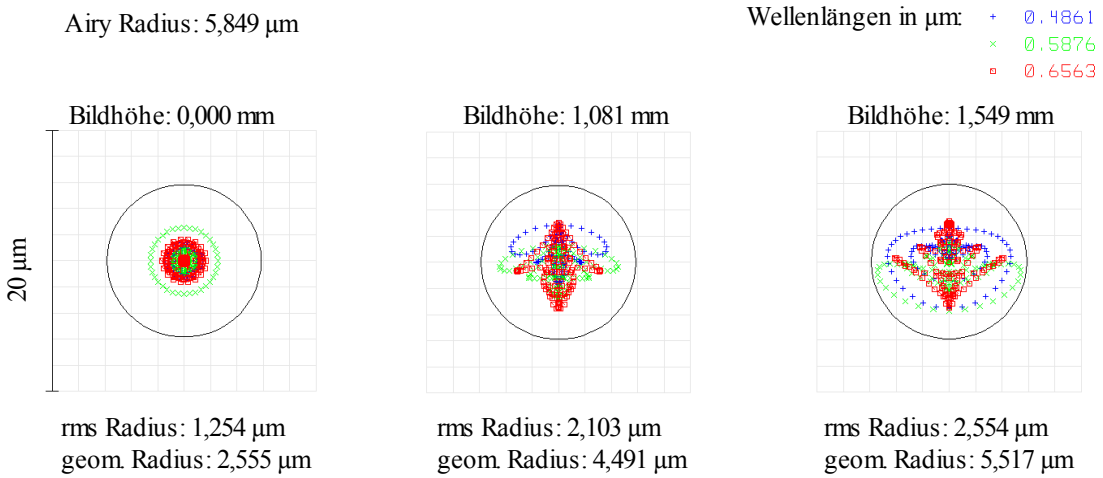


Abb. 5-25 Spotdiagramm bei 55° Feldwinkel

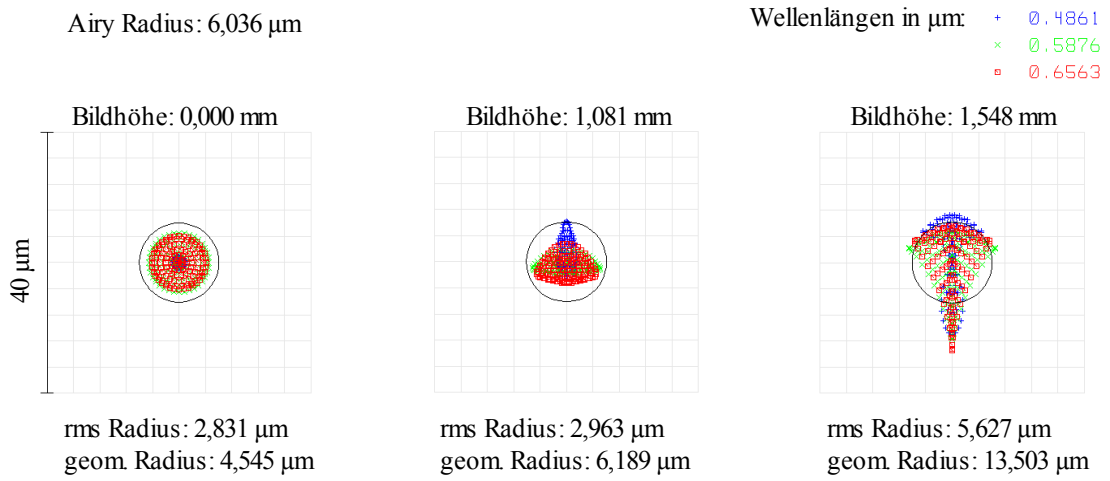


Abb. 5-26 Spotdiagramm bei 40° Feldwinkel

Fest mit der Glasrolle verkittet ist eine Sammellinse, die aus fertigungstechnischen Gründen plankonvex ausgeführt ist. Dahinter folgt ein Achromat. Die Zoomfunktion wird durch Verfahren des nächsten Achromaten mit den Flächen 9 bis 11 realisiert. Er nimmt drei Positionen ein, so dass die drei Feldwinkel 70°, 55° und 40° eingestellt werden können. Der notwendige Durchmesser, um den Strahlengang nicht zu vignettieren, ist allerdings so groß, dass radial nicht genügend Bauraum vorhanden ist, um den Linearmotor direkt an der Linsengruppe zu platzieren. Stattdessen ist der Motor nach rechts versetzt und die Linse kragt mit ihrer Fassung aus dem Motor aus. Hinter dem Zoomachromaten tritt ein Zwischenfokus auf. Die nächste Gruppe steht fest und besteht aus drei miteinander verkitteten Glaskomponenten und der Blende. Die erste ist eine konvexplane Sammellinse, gefolgt von dem Infrarotfilter, der durch Aufdampfen auf den Infrarotfilter hergestellten Blende und abschließend eine plankonvexe Sammellinse. Als nächstes folgt der Fokusachromat zur kontinuierlichen Verstellung. Der Durchmesser dieser Gruppe ist klein genug, um dem Motor ausreichend Bauraum zur Verfügung zu stellen. Er kann direkt um die Linse realisiert werden. Auch bei dieser Optik sind die beiden verstellbaren Linsengruppen als Achromaten ausgeführt und korrigieren den Farbfehler in sich, da eine Korrektur über mehrere Gruppen nur schwer realisierbar ist, wenn deren Abstände variabel sind. Das letzte Element ist der CCD-Chip mit seinem Schutzglas.

Der Abstand zwischen den drei Positionen der Zoomgruppe beträgt jeweils 1,8 mm. Der Fokusachromat besitzt einen Verfahrweg von 1,01 mm und kann beliebige Zwischenpositionen einnehmen. Genauso wie beim Fokussystem wurden diese Werte gewählt, um

eine sinnvolle Zusammenarbeit des optischen Systems und der Antriebe zu ermöglichen. Eine detaillierte Diskussion dieses Themas erfolgt in Kapitel 7.

5.3.2 Bewertung der Abbildungsleistung

Da dieses Endoskop über eine stufenlose Fokusfunktion verfügt, ist die Tiefenschärfe nur von untergeordneter Bedeutung. Aufgrund der klassischen Beleuchtung mit externer Kaltlichtquelle und Lichtleitfasern, wird auch auf eine Untersuchung des subjektiven Farbeindrucks verzichtet. Im Folgenden wird daher nur die per MTF-Messung bestimmte Bildschärfe untersucht.

Die Messung der MTF erfolgte wiederum mit Hilfe eines ISO 12233 Testchart und dem Programm sfrmat 2.0 an einem Labormuster, auch hier wurde die Messung auf das vertikale Auflösungsvermögen beschränkt. Für alle drei Zoomstufen wurde das Testchart in unterschiedlichen Abständen zwischen 5 mm und 140 mm aufgenommen, wobei vor der Bildaufnahme jeweils eine Scharfstellung erfolgte. Das Ergebnis der Auswertung ist in der Abbildung 5-27 dargestellt.

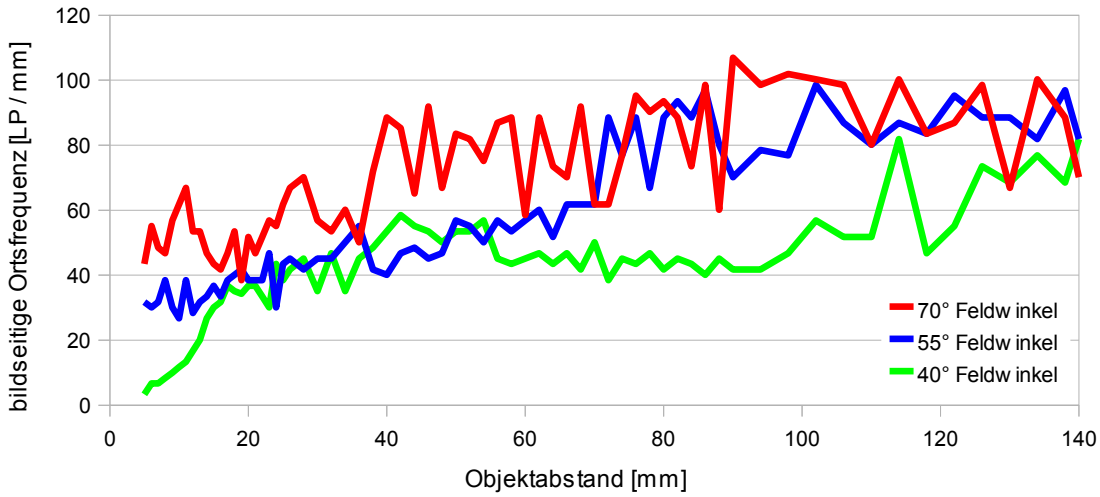


Abb. 5-27 Vertikale MTF der Zoom- und Fokusoptik

Auffällig ist zunächst die recht große Schwankung der Kurven zwischen den einzelnen Messpunkten, die deutlich stärker ausfällt als bei dem LED-Endoskop. Dies ist auf die manuelle Scharfstellung zurückzuführen, wobei die aufgenommene Schwarz-Weiß-Kante für eine subjektive Bewertung der Bildqualität nur eingeschränkt geeignet ist, da keine feinen Strukturen zu erkennen sind. Die messtechnische Auswertung hingegen führt schon bei kleinen Defokussierungen zu einer signifikanten Abnahme der Mess-

werte. Die Abbildungsqualität ist bei 70° und 55° Feldwinkel besser als bei 40°. Dies ist nach den ZEMAX Berechnungen für große und mittlere Objektabstände auch zu erwarten, wie die Spotdiagramme 5-24 bis 5-26 zeigen ist der Spot bei 40° größer als die beiden anderen. Weiterhin ist eine Zunahme des Auflösungsvermögens zu größeren Objektabständen hin festzustellen. Aus der Computerberechnung lässt sich das Verhalten nicht komplett erklären und ist wahrscheinlich auf die manuelle Justage des CCD-Chips zurückzuführen, wobei die resultierende Positionsabweichung des Bildaufnehmers im Nahbereich nicht vollständig durch den Fokus kompensiert wird. Mit einem Auflösungsvermögen von bis zu 100 LP / mm bei 70° und 55° sowie 80 LP / mm bei 40° zeigt das System trotzdem sehr gute Abbildungsleistungen. In der ZEMAX-Modellierung erreicht das Linsensystem ohne Fertigungstoleranzen in der Bildmitte etwa 130 Lp / mm, fällt bei 40° Feldwinkel zu den Bildrändern hin jedoch auf bis zu 65 LP / mm ab, während es in den anderen beiden Zoomstufen über das gesamte Bild deutlich stabiler bleibt.

5.4 Optisches System für eine abwinkelbare Spitze

Die beiden bisher diskutierten optischen Systeme besitzen eine vergleichsweise große Baulänge. Für die Anwendung in starren Endoskopen, wie sie bisher in der Laparoskopie zum Einsatz kommen, ist dies kein Nachteil, da genügend Bauraum im Schaft zur Verfügung steht. Möchte man dem Chirurgen jedoch einen zusätzlichen Bewegungsfreiheitsgrad in Form einer abwinkelbaren Spitze zur Verfügung stellen, um eine bessere Inspektion des gesamten Bauchraums zu ermöglichen, so darf das optische System nur kurz sein.

In [20] wurde gezeigt, das eine zu lange abwinkelbare Spitze, bedingt durch ein zu langes optisches System, keinen Vorteil gegenüber konventionellen starren Endoskopen mit Voraus- oder Seitblick-Optik bringt, sondern diesen unterlegen ist. Durch den begrenzten Abstand der Bauchdecke zu den Organen ist der Objektabstand während der Operation vergleichsweise gering. Daran schließt sich der distale starre Teil des Endoskops mit optischem System und Bildaufnehmer an. Der Objektanstand verkürzt sich also um die Länge des aus dem Trokar heraus stehenden Endoskopteils. Ist dieses zu lang, reicht der Objektabstand nicht mehr aus, um die mechanische Flexibilität des Schafts sinnvoll einsetzen zu können, da das Endoskop die Organe bereits fast berührt, um eine Übersicht über das gesamte Operationsgebiet zu erhalten.

Kurze Systeme mit Fixfokus-Optik zu entwickeln ist vergleichsweise einfach möglich.

Sie besitzen jedoch nur eine eingeschränkte Tiefenschärfe, was die Bildqualität mindert, und Detailaufnahmen sind nur durch Heranführen des Endoskops an das interessierende Objekt zu gewinnen. Abbildungsoptiken mit einstellbarem Fokus lösen nur das erste der beiden Probleme. Für eine optimale Lösung sollte daher sowohl ein optischer Zoom, als auch eine Scharfeinstellung vorhanden sein. Beides wurde in der vorliegenden Entwicklung auf einer Baulänge von 10,9 mm integriert. Zu diesen addiert sich noch die Länge des Bildaufnehmers, so dass realistisch mit einer Baulänge des starren Teils von ungefähr 20 mm gerechnet werden kann.

Der Aufbau des Systems ist in der Abbildung 5-28 in der Einstellung für 70° Feldwinkel und ein Objekt im Unendlichen dargestellt. Die Ergebnisse der ZEMAX-Berechnung in Form der Spotdiagramme zeigen die Abbildungen 5-29 bis 5-31, jeweils für ein unendlich entferntes Objekt. Die Blickrichtung ist entlang der Endoskopachse, der Feldwinkel kann zwischen 70° und 35° eingestellt werden. Ob dies stufenlos oder in Schritten erfolgt, ist von der Aktorik abhängig. Das erste Element hinter dem Schutzglas ist ein feststehender Achromat an den sich der nichtverkittete Achromat für den Zoom anschließt. Es folgt eine feststehende Gruppe bestehend aus einer Negativlinse und dem Infrarotfilter mit aufgedampfter Blende. Das nächste Element ist der ebenfalls nichtverkittete Fokusachromat. Vor dem Bildaufnehmer befindet sich eine weitere feststehende Linse als Bildfeldebener. Die Scharfeinstellung erfordert einen kontinuierlich arbeitenden Aktor.

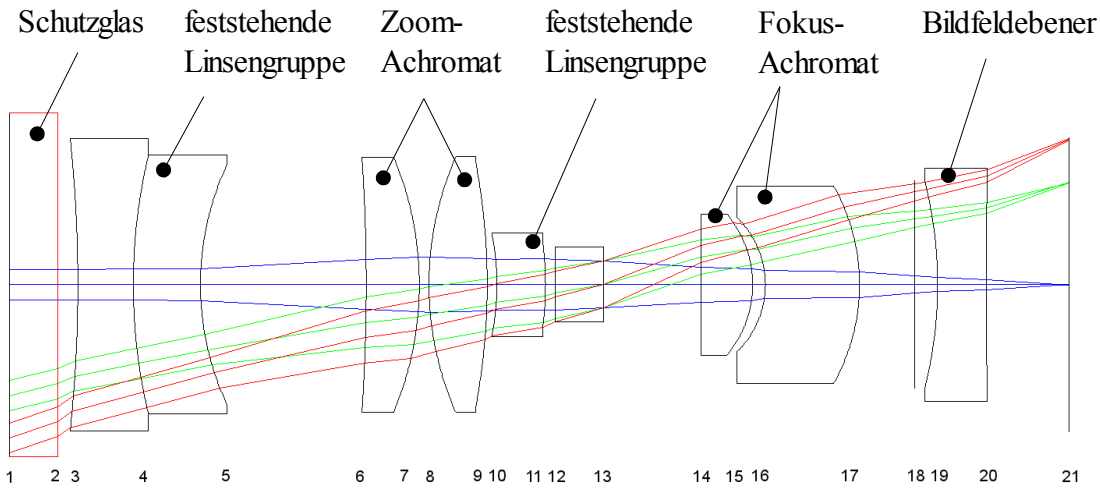


Abb. 5-28 Aufbau des optischen Systems für eine abwinkelbare Spitze

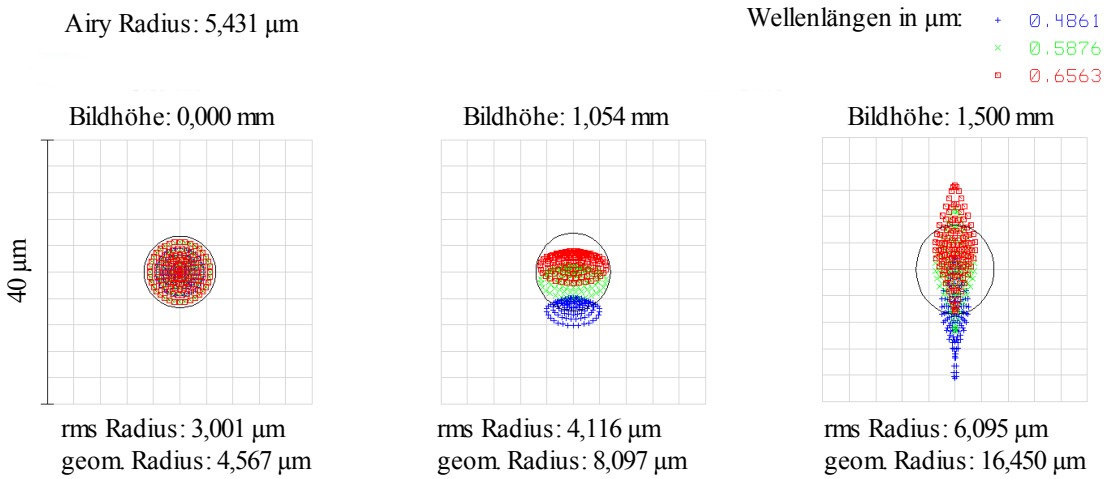


Abb. 5-29 Spotdiagramm bei 70° Feldwinkel

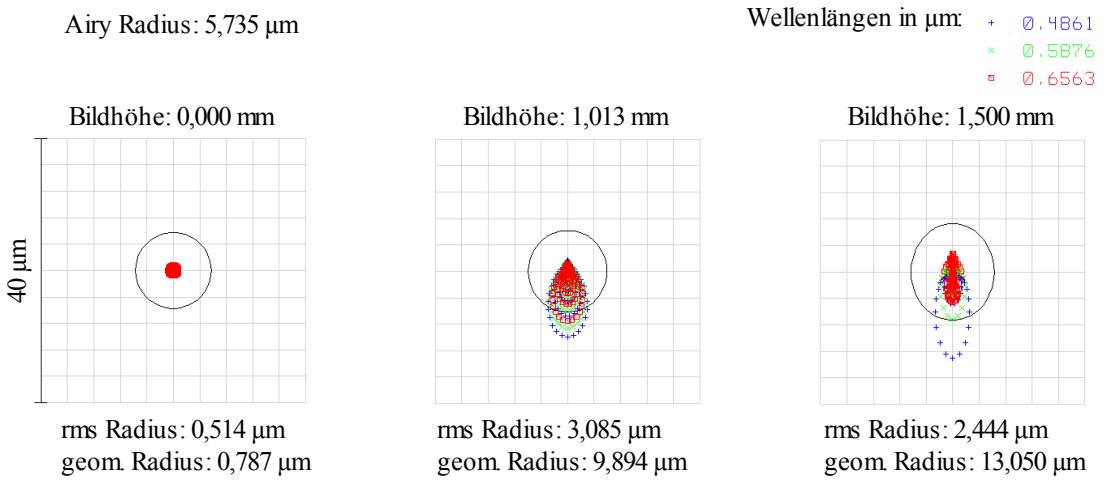


Abb. 5-30 Spotdiagramm bei 52,5° Feldwinkel

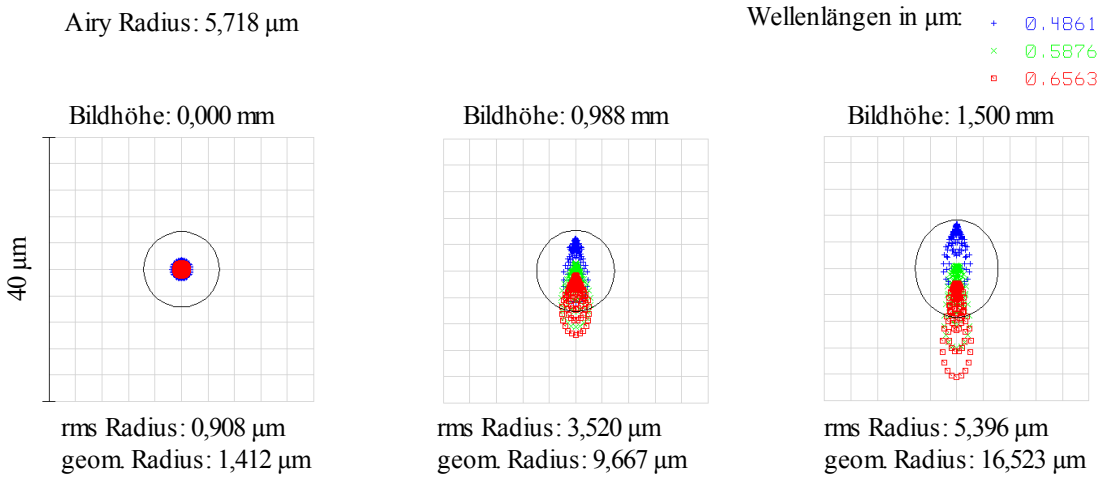


Abb. 5-31 Spotdiagramm bei 35° Feldwinkel

Die Verfahrwege betragen 1,20 mm beim Zoom und 0,95 mm für den Fokus. Eine Besonderheit bei diesem optischen System ist die Lage der Blende, die zu einer nahezu konstanten Blendenzahl in allen Zoomstufen führt.
Bei unveränderlichem Blendendurchmesser führt die Veränderung der Brennweite beim Zoomen bei den meisten Systemen zu einer geänderten Blendenzahl und damit zu unterschiedlicher Lichtempfindlichkeit. Durch die Anordnung der Blende hinter der Zoomgruppe ändert sich im vorliegenden Fall die Eintrittspupille fast genauso stark wie die Brennweite, so dass die Blendenzahl beinahe unverändert bleibt. Dies erlaubt ein sehr ausbalanciertes System.
Abbildende Optiken, bei denen sich durch Vergrößerung die Blendenzahl ändert, müssen bei der größten Blendenzahl noch so lichtstark sein, dass kein Rauschen in den Bildern erkennbar ist. Andererseits müssen sie auf die kleinste auftretende Blendenzahl korrigiert werden, da viele Aberrationen hier am größten sind.
Da das vorgestellte optische System bisher noch nicht aufgebaut, sondern nur im Computer modelliert wurde, stehen noch keine Messwerte der Abbildungsqualität zur Verfügung. Wie die Spotdiagramme zeigen, ist die berechnete Abbildungsleistung jedoch mit dem im Abschnitt 5.3 diskutierten System vergleichbar.

5.5 Autofokus

Um eine stets scharfe Abbildung ohne manuelle Nachfokussierung zu erhalten, ist das Zoom- und Fokusendoskop mit einer Autofokusfunktion versehen. Die verschiedenen existierenden Vorgehensweisen lassen sich in aktive und passive Verfahren einteilen.
Die Gruppe der aktiven Systeme umfasst alle Varianten, die den Abstand zum Objekt mittels Abstandsensoren erfassen und die Bildschärfe anschließend gemäß der Entfernung einstellen. Zu Zeiten, in denen auf Film aufgezeichnet wurde, war diese Technik in fast jeder Autofokuskamera zu finden. Für den Sensor können praktisch alle Prinzipien benutzt werden, die eine berührungslose Messung unter Aussendung von Hilfsenergie über den vorgesehenen Objektabstand ermöglichen. Häufig finden Triangulation oder Ultraschalllaufzeitmessung, zum Beispiel in Polaroid-Sofortbildkameras, Anwendung. Ein großer Vorteil dieser Technik ist, dass bei richtiger Auslegung des Systems die Fokussierung sehr schnell und ohne störende Nebeneffekte erfolgen kann. Nachteilig sind die zusätzlichen Kosten für den Sensor, sowie der zusätzliche Platzbedarf. Weiterhin müssen je nach eingesetztem Abstandsmesser bestimmte Anwendungsfälle aufgeschlossen werden. So kann ein Ultraschalllaufzeit-basierter-Autofokus eines Fotoapparats

nicht durch eine Glasscheibe, zum Beispiel beim Fotografieren aus dem Auto heraus, verwendet werden. Für die Anwendung im medizinischen Endoskop erweist sich der zusätzliche Platzbedarf als größter Hinderungsgrund, weswegen in der hier vorgestellten Endoskopkamera eine passive Autofokusfunktion zum Einsatz kommt.

Bei den passiven Verfahren wird der Bildinhalt ausgewertet, wodurch auf zusätzliche Sensoren verzichtet werden kann. Da heute fast immer elektronische Bildaufnehmer, entweder CMOS- oder CCD-Chips, eingesetzt werden, lässt sich die Bildinformation problemlos digital weiterverarbeiten, wobei gemäß dem ermittelten Maß für die Schärfe die Fokuslinse entsprechend verfahren wird. Da, anders als bei den aktiven Verfahren, keine Information über den Objektabstand vorliegt, sondern nur eine Maßzahl für die Schärfe, die stark von der Kontur der aufgenommenen Objekte abhängt, müssen immer mindestens zwei Bilder mit unterschiedlicher Fokusstellung miteinander verglichen werden, um entscheiden zu können, welche Schärfeeinstellung besser ist.

Anschließend kann, ausgehend von der besseren Fokussierung, nach einer noch besseren Stellung der Fokuslinse gesucht werden. Hierfür lassen sich unterschiedliche Verfahren, wie beispielsweise hill-climbing-Algorithmen einsetzen. Entscheidend hierbei ist es, eine schnelle Lösung ohne auffälliges Überschwingen oder Nachfokussieren bei konstantem Objektabstand zu finden. Hilfreich kann es sein, den kontinuierlichen Verfahrweg in Intervalle zu unterteilen und nur diskrete Positionen zu benutzen, wobei die Tiefenschärfe des Systems so groß sein muss, dass die Zwischenpositionen nicht erforderlich sind.

Die Geschwindigkeit eines solchen Autofokus-Systems wird prinzipbedingt durch die Anzahl der vom Kameracontroller gelieferten Bilder pro Sekunde begrenzt. Handelt es sich um einen Controller für normale Videodarstellung, sind dies in Europa 25 Bilder pro Sekunde, in den USA 30. Damit ergibt sich schon für den einfachsten Fall eines Zweistellungsautofokus ein theoretisches Minimum von 80 ms für die Fokussierung. Durch die notwendige Berechnung und das mechanische Verfahren der Linsen wird sich in der Praxis stets ein höherer Wert einstellen. Werden mehr Schritte benötigt, steigt die Zeitspanne mit unscharfem Bild entsprechend an. Hier zeigt sich, dass ein schneller Aktor für die Linsenbewegung entscheidend für die gute Funktion des Systems ist.

Lineardirektantriebe sind bezüglich der Dynamik Rotationsmotoren mit Kulisse deutlich überlegen. Geschickte Suchstrategien, zum Beispiel mit Grob- und Feinsuche, können zunächst eine brauchbare Bildqualität in kurzer Zeit liefern und anschließend eine weitere Verbesserung bewirken, wodurch die subjektiv empfundene Zeit für die Fokus-

sierung verkürzt wird. Maßgeblichen Einfluss sowohl auf die Qualität, als auch auf die Geschwindigkeit der Scharfeinstellung besitzt der Algorithmus, mit dem die Schärfe bestimmt wird. Eine gute Fokussierung zeichnet sich dadurch aus, dass auch feine Details scharf abgebildet werden, also auch hohe Ortsfrequenzen im Bild enthalten sind. Exemplarisch sollen hier nur zwei Möglichkeiten der Auswertung genannt werden.
Bei dem Labormuster wird auf einem digitalen Signalprozessor ein Bereich in der Bildmitte ausgewählt und aus Gründen der Rechenzeitverkürzung nur in diesem die Berechnung durchgeführt. Dabei werden jeweils die Helligkeitswerte benachbarter Pixel miteinander verglichen und die Beträge der Differenzen addiert. Die Maßzahl für die Bildschärfe ergibt sich aus der Summe der so berechneten Einzelwerte. Dieses als Absolute-Difference bezeichnete Verfahren hat sich als robust und schnell erwiesen. Eine andere Möglichkeit ergibt sich, wenn der Bildinhalt zunächst Fourier-transformiert wird. Die Bildschärfe kann dann aus den hohen Ortsfrequenzen abgeleitet werden. Nachteilig ist hier insbesondere die rechenintensive und damit relativ langsame Fouriertransformation, weswegen von diesem Verfahren Abstand genommen wurde.

5.6 Berechnung der Modulationsübertragungsfunktion

Wie in den Kapiteln 5.2.2 und 5.3.2 gezeigt wurde, ist die MTF ein geeignetes Werkzeug, um die Abbildungsleistung von optischen Systemen objektiv zu quantifizieren und verschiedene Systeme miteinander zu vergleichen. Gegenüber der Angabe eines einzelnen Zahlenwerts, wie der Grenzfrequenz, liefert die MTF Aussagen über das gesamte Ortsfrequenzspektrum und ermöglicht damit für den Fachkundigen an das jeweilige Problem angepasste Analysen [21].
Um die MTF generieren zu können, muss für den gesamten interessierenden Ortsfrequenzbereich der auf den Objektkontrast normierte Bildkontrast ermittelt werden. In Kapitel 5.2.2 wurde bereits kurz diskutiert, dass dies theoretisch durch die experimentelle Auswertung vieler Testobjekte mit unterschiedlichen Linienpaaren pro Millimeter möglich ist, aber aufgrund des hohen Aufwands nicht das Mittel der Wahl darstellt.
Das heute gebräuchliche Verfahren nutzt ein einzelnes, beziehungsweise zwei Testobjekte und generiert die erforderlichen Werte mit Hilfe der Fouriertransformation.
Um das Übertragungsverhalten bestimmen zu können, muss das Testobjekt alle Ortsfrequenzen mit möglichst gleicher Amplitude enthalten. Diese Forderung erfüllt der Dirac-Impuls, der im optischen Fall durch einen unendlich kleinen Objektpunkt mit maximalem Kontrast gegenüber dem Hintergrund gebildet wird. Wie in allen anderen Bereichen

der Technik auch, lässt sich ein solcher Impuls in der Realität nur näherungsweise erzeugen. In der messtechnischen Umsetzung wird daher statt des sehr schwer realisierbaren Dirac-Impulses der besser umsetzbare Einheitssprung verwendet, der die gleichen Informationen enthält. Der Einheitssprung wird durch eine Schwarz-Weiß-Kante gebildet. Eine solche Kante kann mit ausreichender Genauigkeit gefertigt werden, um auch hohe Ortsfrequenzen vermessen zu können.

Zusammenfassend sieht die Messung wie folgt aus. Als Objekt dient eine Schwarz-Weiß-Kante. Die Abbildung liefert das Kantenbild (englisch: edge spread function, kurz ESF). Aus der numerischen Ableitung der Messwerte ergibt sich die Linienbildfunktion (englisch: line spread function, kurz: LSF). Die Fouriertransformation der Linienbildfunktion liefert nach Betragsbildung und Normierung die Modulationsübertragungsfunktion.

Gegenüber einem Punkt weist die Kante, beziehungsweise die daraus abgeleitete Linie den Vorteil auf, dass für die Auswertung lediglich eine eindimensionale Fouriertransformation durchgeführt werden muss, während dies für den Punkt zweidimensional erforderlich ist. Die eindimensionale Fouriertransformation erlaubt jedoch nur Rückschlüsse auf das Auflösungsvermögen in einer Richtung, nämlich senkrecht zu der Kante. In rotationssymmetrischen Systemen ist das Auflösungsvermögen unabhängig von der Ausrichtung. Durch Fertigungstoleranzen und -fehler geht die Symmetrie jedoch verloren, so dass häufig das horizontale und vertikale Auflösungsvermögen getrennt angegeben werden. Daher sind zwei Messungen mit vertikal und horizontal ausgerichteter Kante erforderlich.

Da die der Auswertung zugrunde liegende Bilderfassung fast immer mit elektronischen Bildaufnehmern, wie CCD- oder CMOS-Chips, mit spalten- und zeilenweise angeordneten Pixeln erfolgt, sollten die verwendeten Objekte nicht exakt parallel zu den Pixeln verlaufende Kanten aufweisen. Liegt die Kante parallel zu den Pixeln, können Informationen verloren gehen, da nicht feiner als ein solches Pixel aufgelöst wird. Liegt die Kante jedoch leicht schräg, so schneidet sie in ihrem Verlauf mehrere Pixelspalten beziehungsweise Zeilen, so dass die Auswertung vieler Pixel wie eine feinere Auflösung wirkt. In den Testcharts nach ISO 12233 ist ein Winkel von ungefähr 3° zur Horizontalen, respektive Vertikalen zu finden, in [22] wird ein Winkel von 5° empfohlen, wobei die Abweichungen bei Winkeln bis zu 10° gering sind.

Ein aberrations- und beugungsfreies optisches System würde sämtliche Ortsfrequenzen ν mit vollem Kontrast übertragen. Durch die Normierung auf den Objektkontrast ergäbe

sich eine von der Ortsfrequenz unabhängige MTF(ν) = 1, siehe Abbildung 5-32. Rein mathematisch betrachtet ergibt sich das gleiche Ergebnis. Die normierte Helligkeitsverteilung einer idealen Kante entspricht dem Einheitssprung, wenn auf der x-Achse der Ort und auf der y-Achse die normierte Helligkeit aufgetragen werden. Die Ableitung des Einheitssprungs ist der Dirac-Impuls, welcher als perfekt dünne Linie interpretiert werden kann. Die Fouriertransformierte des Dirac-Impulses ist eins.

Aufgrund der Welleneigenschaften des Lichts ist ein solches Verhalten jedoch nicht möglich. Allein wegen der Beugung an der Blende zeigt jedes optische System Tiefpasseigenschaften und somit einen Abfall des Übertragungsverhaltens zu höheren Ortsfrequenzen, siehe Abbildung 5-32. Die Betrachtung eines aberrationsfreien, rein durch die Beugung bestimmten Verhaltens ist von großem Interesse, da dies die bestmögliche Ausführung eines optischen Systems darstellt und reale Systeme häufig mit diesem Ideal verglichen werden. Im Folgenden wird das Verhalten eines solchen Systems mit kreisförmiger Blende, wie sie bei abbildenden Systemen typisch ist, aus dem Huygens-Fresnel'schen Prinzip hergeleitet. Die Herleitung erfolgt in Anlehnung an [23]. Hierbei wird von der Fraunhofer-, auch Fernfeld-Beugung genannt, ausgegangen. Das heißt, Blende und Schirm sind weit voneinander entfernt oder der Schirm befindet sich in der Brennebene einer zwischen Blende und Schirm platzierten Linse. Weiterhin wird davon ausgegangen, dass ebene Wellenfronten auf die Blende treffen. Dies entspricht einer Punktquelle in großem Abstand vor der Blende.

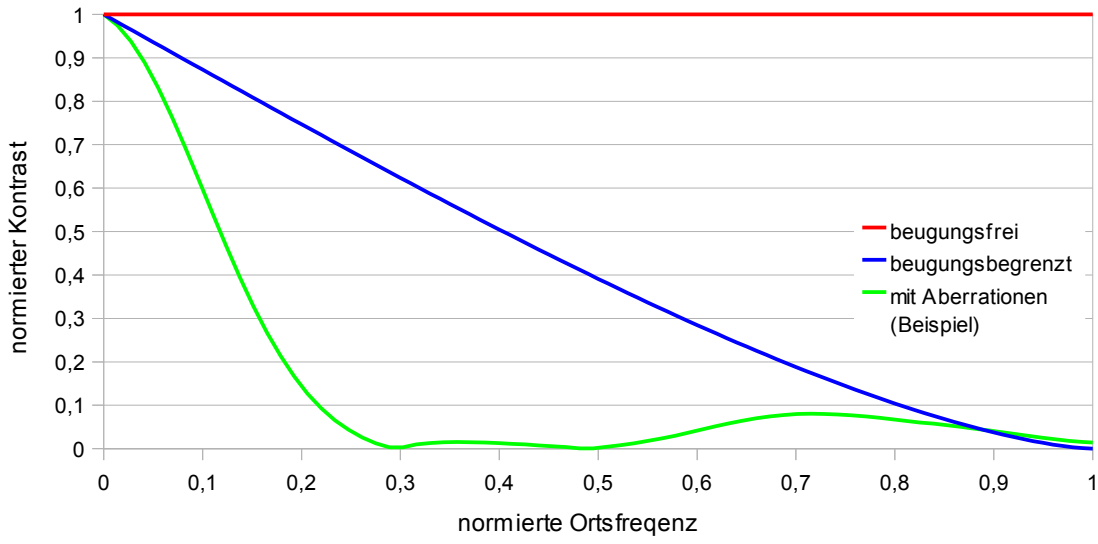


Abb. 5-32 Modulationsübertragungsfunktionen hypothetischer, beugungsfreier und beugungsbegrenzter sowie aberrationsbehafteter Systeme

Die elektrische Feldstärke s einer harmonischen eindimensionalen elektromagnetischen Welle lässt sich durch

$$E(z,t) = \hat{E} \cdot \sin(\omega \cdot t - k \cdot z + \varphi_0) \qquad \textbf{(5-4)}$$

beschreiben. Darin ist $\hat{E}$ die Amplitude, ω die Kreisfrequenz mit $\omega = 2\pi f$, t die Zeit, k die Kreiswellenzahl mit $k = 2\pi/\lambda$, z der Ort entlang der Ausbreitungsrichtung und φ_0 der Nullphasenwinkel.
Häufig bietet es sich an, die Beschreibung mit komplexen Zahlen durchzuführen, dann gilt

$$\underline{E} = \hat{E}\, e^{j(\omega \cdot t - k \cdot z + \varphi_0)} = \underline{\hat{E}}\, e^{j(\omega \cdot t - k \cdot z)} \qquad \textbf{(5-5)}$$

Die Unterstreichung macht deutlich, dass es sich um eine komplexe Größe handelt. Für die komplexe Amplitude $\underline{\hat{E}}$ gilt

$$\underline{\hat{E}} = \hat{E} \cdot e^{j \cdot \varphi_0} \qquad \textbf{(5-6)}$$

In der Abbildung 5-33 ist ein Schnitt durch die Anordnung aus Blende, Linse und Schirm dargestellt. Die Koordinaten in der Blendenebene werden mit x und y, die in der Schirmebene mit X und Y bezeichnet.

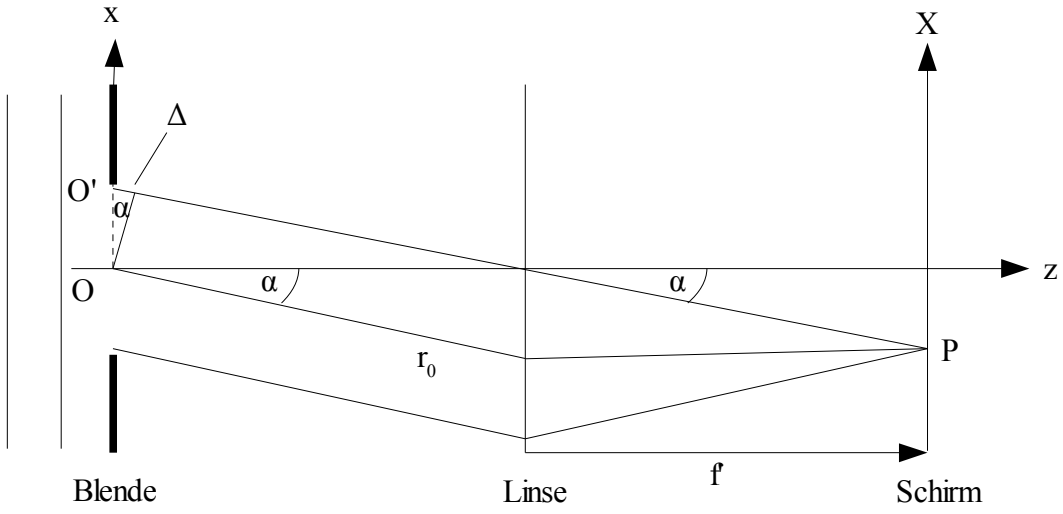


Abb. 5-33 Fraunhofer-Beugung an kreisförmiger Blende, nach [23]

Um die Rechnung übersichtlicher zu gestalten, werden im Folgenden nur die Amplituden und nicht der zeitabhängige Anteil berücksichtigt. Da kein Messsystem existiert, das die Amplitudenschwankungen bei den Frequenzen des Lichts zeitlich auflösen kann, behält die Betrachtung trotzdem ihre Gültigkeit. Aufgrund der Symmetrie des Systems muss das Beugungsbild rotationssymmetrisch um die z-Achse sein. Es reicht also aus, nur eine der beiden Richtungen x oder y zu betrachten, wobei hier x gewählt wurde.
Ein einzelner Streifen O' der Blende liefert in P auf dem Schirm den infinitesimalen Amplitudenbeitrag $\mathrm{d}\,\underline{\hat{E}}_P$

$$\mathrm{d}\,\underline{\hat{E}}_P \sim \underline{\hat{E}}_S \cdot e^{-j\cdot k(r_0+\Delta)}\,dx \qquad \textbf{(5-7)}$$

$\underline{\hat{E}}_S$ ist die auf die Blende treffende Amplitude, r_0 der Weg zwischen O und P, Δ der Gangunterschied und dx die Breite des Streifens.
Für den Gangunterschied Δ gilt

$$\Delta = x\cdot\sin(\alpha) \qquad \textbf{(5-8)}$$

Die Gesamtamplitude im Punkt P ergibt sich durch Integration über die Blende

$$\underline{\hat{E}}_P = \underline{C}\,\underline{\hat{E}}_S \iint e^{-j\cdot k\cdot\Delta}\,dx\,dy \qquad \textbf{(5-9)}$$

Die Proportionalitätskonstante $\underline{\hat{C}}$ enthält auch den konstanten Anteil $e^{-j\cdot k r_0}$
Die Integration über y kann auf eine Multiplikation zurückgeführt werden, da der Gangunterschied Δ von y unabhängig ist. Verständlich wird dies, wenn man bedenkt, dass nur Punkte auf dem Schirm betrachtet werden für die Y = 0 gilt und dass Fernfeldbeugung vorliegt. Daher breiten sich alle Wellen in der y-z-Ebene hinter der Blende zunächst parallel zur z-Achse aus und werden durch die Linse in einem Punkt gesammelt, ohne einen Gangunterschied zu erfahren. Gemäß der Abbildung 5-34 gilt für die Fläche dA eines Streifens der Breite dx

$$dA = 2y\cdot dx \qquad \textbf{(5-10)}$$

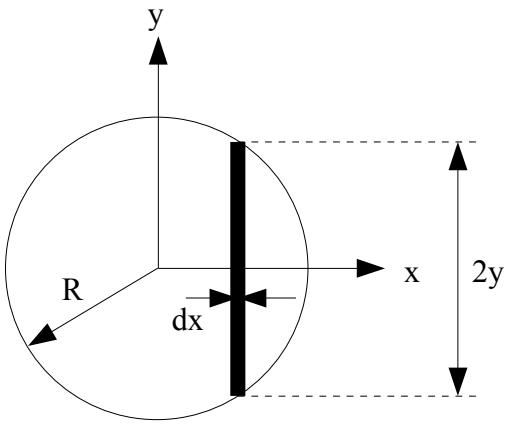


Abb. 5-34 Integration über die Kreisblende, nach [23]

Einsetzen von (5-8) und (5-10) in (5-9) liefert:

$$\underline{\hat{E}}_P = \underline{C}\,\underline{\hat{E}}_S \int e^{-j\cdot k\cdot x\cdot \sin(\alpha)} 2y\ dx \qquad \textbf{(5-11)}$$

Für einen Kreis mit dem Radius R gilt der Zusammenhang $y = \sqrt{R^2 - x^2}$. Daraus ergibt sich das Integral

$$\underline{\hat{E}}_P = 2\cdot\underline{C}\,\underline{\hat{E}}_S \int_{-R}^{R} e^{-j\cdot k\cdot x\cdot \sin(\alpha)} \sqrt{R^2 - x^2}\ dx \qquad \textbf{(5-12)}$$

Mit den Substitutionen $\xi = x/R$ und $\gamma = k\cdot R\cdot \sin(\alpha) = 1/2\cdot k\cdot D\cdot \sin(\alpha)$ ergibt sich

$$\underline{\hat{E}}_P = 2\cdot\underline{C}\,\underline{\hat{E}}_S R^2 \int_{-1}^{1} e^{-j\cdot\gamma\cdot\xi} \sqrt{1-\xi^2}\ d\xi = \underline{C}\,\underline{\hat{E}}_S\cdot\pi\cdot R^2\cdot 2\cdot\frac{J_1(\gamma)}{\gamma} \qquad \textbf{(5-13)}$$

$J_1(\gamma)$ ist die Besselfunktion erster Ordnung.
Die Intensität ist quadratisch zur Feldstärke, somit ergibt sich diese zu

$$I(\gamma) = I_0\left(\frac{2\cdot J_1(\gamma)}{\gamma}\right)^2 \qquad \textbf{(5-14)}$$

Mit der Intensität des Hauptmaximums I_0. In der Abbildung 5-35 ist der normierte Intensitätsverlauf dargestellt.

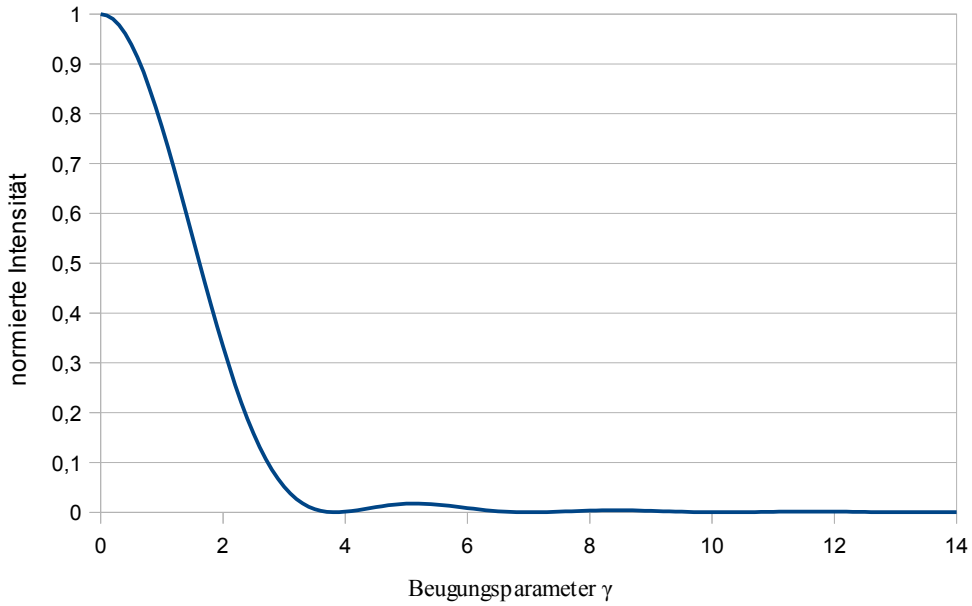


Abb. 5-35 Intensitätsverlauf der Beugung an einer Kreisblende

Das erste Intensitätsminimum tritt für $\gamma_1 = 3{,}832$ auf. Mit $\gamma_1 = 1/2 \cdot k \cdot D \cdot \sin(\alpha_1)$ folgt für den Winkel $\alpha_{1\,min}$, unter dem dieses erscheint

$$\sin \alpha_{1\,min} = 1{,}22 \cdot \frac{\lambda}{D} \qquad \textbf{(5-15)}$$

Aufgrund der Rotationssymmetrie tritt das erste Minimum als Ring auf, dessen Öffnungswinkel durch

$$\Delta \alpha = 2{,}44 \cdot \frac{\lambda}{D} \qquad \textbf{(5-16)}$$

gegeben ist. Der Durchmesser X des auch als Airy-Scheibchen bezeichneten ersten Beugungsminimums berechnet sich mit Hilfe des Zusammenhangs $\tan \alpha = X / f' \approx \alpha$ zu

$$X = 2{,}44 \cdot \frac{\lambda}{D} \cdot f' \qquad \textbf{(5-17)}$$

Die nächsten Minima liegen bei $\gamma_2 = 7{,}016$, $\gamma_3 = 10{,}173$ und $\gamma_4 = 13{,}324$. Im Ge-

gensatz zum Einzelspalt sind die Minima bei der Kreisblende nicht äquidistant und die Nebenmaxima sind im Vergleich deutlich lichtschwächer. Während beim Einzelspalt etwa 4,7 % der Intensität auf das erste Nebenmaximum entfallen, sind es bei der Kreisblende nur circa 1,2 %. Somit ist fast die gesamte Intensität im zentralen Maximum konzentriert, und es ist gerechtfertigt, den Durchmesser des Airy-Scheibchens als Maß für die Beugungsbegrenzung der Abbildung heranzuziehen. Umgekehrt bedeutet dies, dass es keinen Sinn ergibt, die Abbildungsgenauigkeit eines optischen Systems besser als diese prinzipielle Grenze zu gestalten.

Aus der Ortsfrequenzanalyse des Beugungsmusters mittels Fourier-Transformation erhält man die Modulationsübertragungsfunktion des aberrationsfreien, beugungsbegrenzten Systems zu

$$\mathrm{MTF}(\nu) = \frac{2}{\pi}\cdot\left[\arccos\left(\frac{\nu}{\nu_{\max}}\right) - \frac{\nu}{\nu_{\max}}\cdot\sqrt{1-\left(\frac{\nu}{\nu_{\max}}\right)^2}\right] \qquad \textbf{(5-18)}$$

Darin ist ν_{max} die Ortsfrequenz, bei welcher die MTF auf Null abgefallen ist. Sie gibt somit die höchste Ortsfrequenz an, die übertragen werden kann. Für ν_{max} gilt

$$\nu_{\max} = \frac{\mathrm{d_{EP}}}{\mathrm{f'}\cdot\lambda} = \frac{1}{\mathrm{k}\cdot\lambda} \qquad \textbf{(5-19)}$$

6 Aktorik

6.1 Aktoren für optische Komponenten

Im Bereich der medizinischen Endoskopie werden bisher größtenteils flexible oder starre Endoskope klassischer Bauart mit Glasfasern oder Stablinsen verwendet. Um das Bild auf einem Bildschirm sichtbar zu machen, wird eine Kamera an das Okular angebracht. Je nach Hersteller ist der hierfür notwendige Videokoppler, der die optische Anpassung vornimmt, Teil der Kamera oder als einzelne Baugruppe ausgeführt, die zwischen Endoskop und Kamera montiert wird. Die meisten Videokoppler werden vom Anwender über mechanische Drehräder bedient und wandeln die Drehbewegung der Drehräder mittels Kulisse in eine Linearbewegung der darin eingesetzten Linsen. Eine solche Kulisse, jedoch aus einer Kompaktkamera, ist in der Abbildung 6-1 dargestellt. Die Funktionsweise entspricht einer Kurvenscheibe, wobei die Bewegung der Linse durch Gestaltung der geschlitzten Bahn definiert ist. Für Zoomsysteme wird häufig eine Kulisse mit zwei unterschiedlichen Bahnkurven verwendet, die bei einer Drehung zwei Linsengruppen auf unterschiedlichen Bahnen zueinander bewegt. Die gleiche Mechanik wird auch in Kameras für andere, nicht medizinische Bereiche verwendet, häufig zusammen mit einer automatischen Scharfeinstellung (Autofokus) oder motorischem Zoom. Sie kann problemlos mit jedem Motor kombiniert werden, der die nötige Drehbewegung erzeugt.

Abb. 6-1 Kulisse aus einer Kompaktkamera

Für die Integration in ein Chip-on-the-Tip-Endoskop erweist sich jedoch der Platzbedarf dieser Lösung als nachteilig. Während bei einem proximalen Videokoppler oder einem Fotoobjektiv der radiale Bauraum insgesamt mehrere Zentimeter beträgt, misst das ge-

samte Endoskop nur zehn Millimeter im Durchmesser, so dass abzüglich Schaftrohr bestenfalls 9,5 mm, mit Beleuchtungsfasern typisch 7,5 mm, nutzbar sind. Daher lässt sich der Motor nicht radial außerhalb der Kulisse anbringen, sondern müsste axial hinter dem CCD-Chip versetzt platziert werden. Alternativ wäre eine Ausführung denkbar, bei der die Kulisse selbst als Rotor dient und die Lagerung außen erfolgt, so dass der Innenraum für die Linsen frei bleibt. Hier ist insbesondere fraglich, ob sich das notwendige Drehmoment erzielen lässt und mit welcher Motorbauform die erforderliche Winkelgenauigkeit erzielt werden kann. Insgesamt ist dieses Konzept nicht optimal auf das Problem angepasst, sondern eine Anpassung einer bestehenden Lösung mit erheblichen Nachteilen.

In Fotoobjektiven werden zum Teil Wanderwellenmotoren in Hohlläufer-Bauform eingesetzt. Auch diese erzeugen eine Drehbewegung der Kulisse, jedoch nicht durch elektromagnetische Kräfte, sondern durch eine Wanderwelle, wobei Läufer und Stator bei diesen Motoren als Ring ausgeführt und reibschlüssig miteinander verbunden sind.

Durch Piezoaktoren wird der Stator zu resonanten Schwingungen angeregt, die bei geeigneter Auslegung eine umlaufende Wanderwelle zur Folge haben. Durch die, infolge der Wanderwelle auftretende Verformung des Stators besteht jeweils nur an einzelnen Punkten Kontakt zum Läufer. Die Berührungspunkte beschreiben elliptische Bahnen und übertragen somit eine Rotationsbewegung auf den Läufer [24]. Der Nachteil dieses Konzepts ist der Einsatz piezoelektrischer Aktoren. Um ausreichende Verformungen zu erreichen, sind Spannungen von etwa 100 V notwendig. Diese können in einem Medizinprodukt verwendet werden, erfordern jedoch den Nachweis, dass eine hinreichend gute Isolation besteht, so dass selbst im ungünstigsten Fehlerfall keine Gefährdung des Patienten von ihnen ausgeht.

Werden Gleichspannungen größer als 60 V genutzt, erhöht sich die erforderliche Prüf-Wechselspannung für die Durchschlagsfestigkeit. Bei Betriebsspannungen größer als 60 V von 1 kV auf 1,5 kV und bei Spannungen größer als 71 V auf 2 kV. Die angegebenen Werte gelten für eine doppelte Schutzmaßnahme zum Patientenschutz (2 MOPP, englisch: Means of Patient Protection) [25]. Daher wird man auf hohe Spannungen nach Möglichkeit verzichten. Weiterhin ist das Endoskop durch den Autoklavierprozess häufig wechselnden Temperaturen bis 134°C ausgesetzt. Einige Piezomaterialien scheiden damit von vornherein aus, beispielsweise Bariumtitanat, dessen Curietemperatur mit 120°C zu niedrig ist, andere Werkstoffe wie PZT-Keramiken sind hingegen für den Temperaturbereich geeignet. Aus der Abbildung 6-2, in der die Temperaturabhängigkeit

der Dehnung dargestellt ist [26], wird ersichtlich, dass insbesondere die, für die Medizintechnik interessanten, Low Voltage PZT Aktoren bei hohen Temperaturen kaum einsetzbar sind. Weiterhin können durch die Schichtbauweise in Zusammenwirken mit der mechanischen und thermischen Wechselbelastung recht schnell Risse in der Keramik oder den Klebestellen auftreten, die zu einem vorzeitigen Ausfall führen. Diese in den Griff zu bekommen, erscheint als sehr aufwendige und zeitintensive Aufgabe.

Anstatt Piezoaktoren zur Erzeugung einer Wanderwelle einzusetzen, können diese auch genutzt werden, um die Linsen direkt zu verstellen. Lineardirektantriebe besitzen deutliche Vorteile, insbesondere hinsichtlich ihrer Dynamik. Die verlustbehaftete und Verschleiß unterliegende Wandlung der Dreh- in eine Linearbewegung entfällt hier, die Linsenfassung kann direkt als Läufer dienen und angetrieben werden. Durch die wenigen Bauteile wird der Bauraum sehr effizient genutzt, so dass der Antrieb direkt um die zu bewegende Baugruppe herum platziert werden kann. Als Nachteile sind die gleichen Punkte wie bei den Wanderwellenmotoren zu nennen, zusätzlich kommt jedoch hinzu, dass mit einem Stapelaktor ohne Übersetzung nur Wege im Bereich bis etwa 100 µm erzielt werden können.

Eine Optik, deren Fokuslinse einen derart kurzen Weg zurücklegt, stellt erhebliche Anforderungen an die Montagetoleranzen der Baugruppen, die wenigstens für die Fokusgruppe um einiges enger sind als bei Wegen im Millimeterbereich. Dies führt zu gesteigerten Kosten und ist daher zu vermeiden, wenn sich andere Alternativen bieten.

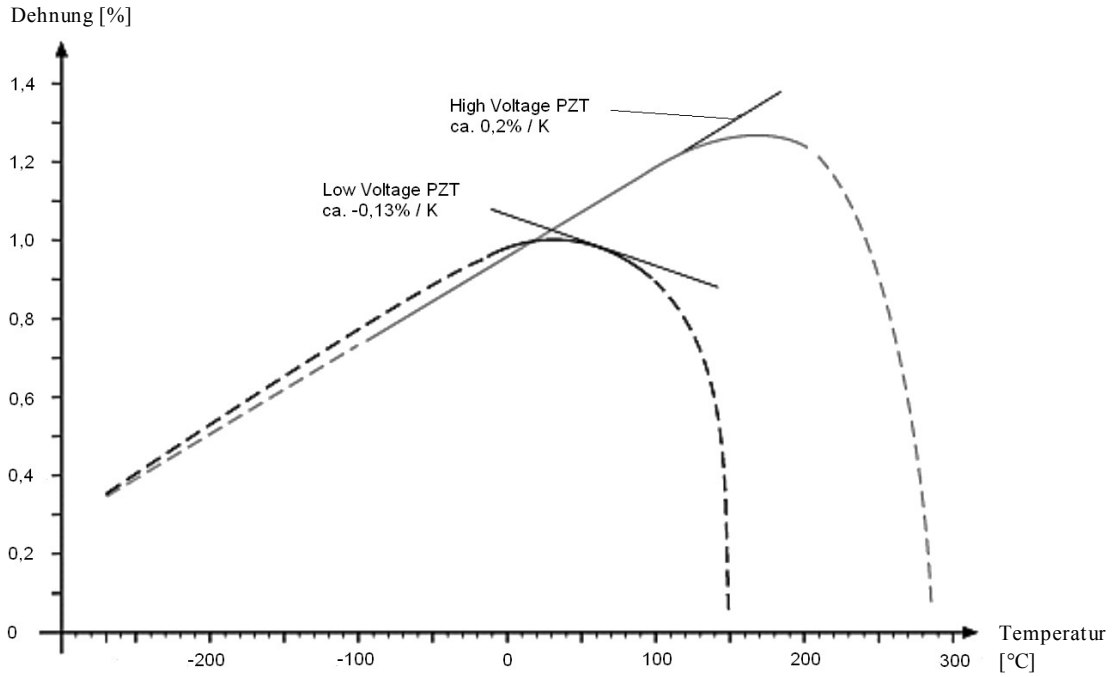


Abb. 6-2 Abhängigkeit der Dehnung von der Temperatur bei Piezokeramiken, mit freundlicher Genehmigung der Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG [26]

Die bisher beschriebenen Lösungen gehen davon aus, dass eine Linsengruppe verschoben werden muss, um ein scharfes Bild zu erzielen. Eine andere Möglichkeit besteht darin, die Brennweite einer oder mehrerer Linsen zu ändern, indem die Linse verformt wird. Das bekannteste Beispiel für dieses Verfahren ist die Augenlinse, die eine ausreichende Flexibilität besitzt, um durch den Ziliarmuskel zusammengedrückt zu werden. Hierdurch nimmt die Brechkraft zu, und das Auge akkommodiert auf nahe Objekte. Wird der Muskel entspannt, kehrt die Linse in ihre Ausgangsform zurück und besitzt durch ihre dünnere Form eine geringere Brechkraft. Ferne Objekte werden scharf auf der Netzhaut abgebildet.

Mit Glaslinsen, welche die besten optischen Eigenschaften aufweisen, ist dies offensichtlich nicht möglich. Ein interessanter Ansatz, die Verformung der optisch wirksamen Grenzfläche ohne Mechanik zu realisieren, stellen Flüssiglinsen dar. Kommerziell erhältlich sind sie beispielsweise von Varioptic [28]. Eine ähnliche Entwicklung gibt es auch von Philips [29].

In einer Kavität innerhalb eines Elements mit beidseitigem Glasfenster sind zwei sich nicht vermischende transparente Flüssigkeiten mit unterschiedlichem Brechungsindex eingeschlossen. Die eine davon ist leitfähig, die andere nicht. Durch Anlegen eines elektrischen Felds kommt es zur Änderung der Oberflächenspannung und damit zu einer Verformung der Grenzschicht. Positive Eigenschaften sind der geringe Platzbedarf und

die Möglichkeit, für die Massenfertigung kostengünstige Verfahren der Silizium-Mikromechanik zur Herstellung der Kavität einzusetzen [30]. Es werden keine mechanischen Teile bewegt und die Schaltzeit ist mit etwa 20 ms relativ kurz [31]. Die optischen Eigenschaften sollen ebenfalls sehr gut sein und beugungsbegrenzte Abbildungen ermöglichen.

Ein Ausschlussgrund für die Anwendung der kommerziell erhältlichen Systeme von Varioptic in einem medizinischen Endoskop ist der begrenzte Temperaturbereich. Die maximal zulässige Lagertemperatur beträgt, vermutlich aufgrund der Verwendung von Wasser als eine der Flüssigkeiten, 85°C, so dass kein Autoklavieren möglich ist.

Als sinnvolles Konzept für den Einsatz in einem Endoskop wurden elektromagnetische Lineardirektantriebe entwickelt. Die Technik bietet deutliche Vorteile hinsichtlich der Dynamik, sie ist bei Verwendung entsprechender Werkstoffe autoklavierbar, nutzt den Bauraum sehr effizient und ist bereits erprobt. Am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin liegt die entsprechende Erfahrung vor, um die Risiken der Entwicklung einschätzen zu können. In dem nächsten Abschnitt werden drei in optischen Systemen verwendeten Linearantriebe mit ihren jeweiligen Besonderheiten und Vorteilen für den jeweiligen Einsatzzweck diskutiert.

6.2 Aktor zur Fokussierung des LED-Endoskops

Wie in Kapitel 5.2.1 ausgeführt, erwies sich die Scharfeinstellung an zwei Positionen für das LED-Endoskop als ausreichend. Daher wird ein Motor verwendet, der nur zwei Stellungen anfährt, wodurch der Aufbau und die Ansteuerung sehr einfach ausführbar sind und sich gleichzeitig eine sehr hohe Genauigkeit ergibt. Der Aktor ist bistabil ausgeführt, das heißt, die gewählte Stellung wird ohne Bestromung beibehalten. Der Vorteil dieses Prinzips liegt in der geringen mittleren Verlustleistung eines solchen Aktors. Elektrische Verluste treten nur kurzzeitig, beim Umschalten zwischen den beiden Stellungen auf. Während des restlichen Betriebs fließt kein Strom, so dass die Endoskopspitze nicht erwärmt wird. Dies ist bei dem LED-Endoskop besonders wichtig, da bereits durch die LED eine erhebliche Wärmemenge entsteht, die abgeführt werden muss.

Der prinzipielle Aufbau des Aktors ist in der Abbildung 6-3 gezeigt [32]. Der Stator besteht aus einer nicht ferromagnetischen Gleithülse, zwei Spulen mit dazwischen liegendem Polschuh und dem außen liegenden Rückschlussrohr. In dem Stator befindet sich der Läufer, der durch die Gleithülse radial gelagert wird. Der Läufer enthält einen Permanentmagneten und zwei Polschuhe, die gleichzeitig als Laufflächen dienen. Alle Tei-

le des Läufers sind als Ringe ausgeführt. In der zentralen Bohrung wird die Fokuslinse platziert. In der gezeigten Lage befindet sich der Läufer in einem labilen Gleichgewicht. Eine kleine Auslenkung führt zu einer Verstärkung der Reluktanzkraft, die den Läufer weiter in Richtung der Auslenkung bewegt, bis einer der Läuferpolschuhe direkt unter dem Statorpolschuh steht. Die Änderung der Position erfolgt durch das Anlegen einer Spannung an die beiden in Reihe geschalteten, gegensinnig gewickelten Spulen. Die Magnetfelder der beiden Spulen sind dadurch entgegengesetzt. Durch den Stromfluss im Feld des Permanentmagneten entstehen Lorentzkräfte, welche den Läufer bewegen. Der Läufer nimmt daraufhin seine zweite stabile Lage mit dem anderen Polschuh unter dem Statorpolschuh ein.

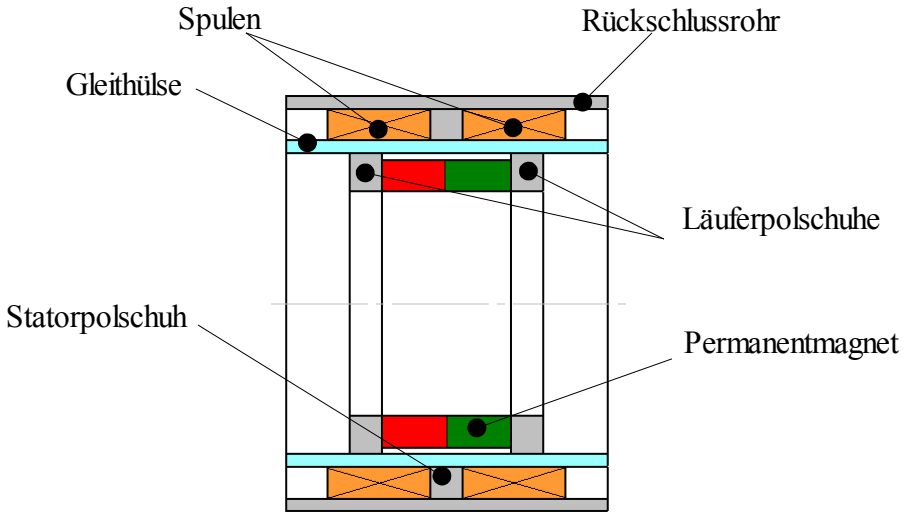


Abb. 6-3 Prinzipskizze des bistabilen Fokus-Aktors [32]

Im praktischen Einsatz erweist es sich als günstiger, den Aktor für einen etwas größeren Verfahrweg als erforderlich auszulegen und diesen durch mechanische Anschläge zu begrenzen. Dadurch erhöht sich die Steifigkeit des Systems in den beiden Endlagen, und es lassen sich sehr kurze Stellwege erzielen, die aufgrund der Mindestabmessungen von Magnet und Polschuhen sonst nicht zu realisieren wären.

Der entwickelte Aktor besitzt einen Außendurchmesser von 6,5 mm, eine Bohrung von 3 mm und einen Hub von 0,5 mm. Zur besseren Illustration des Aufbaus ist das fertige Labormuster, ohne Rückschluss in der Abbildung 6-4 [32] gezeigt. Als Größenvergleich dient eine 1-Cent Münze. Die weichmagnetischen Bauteile Rückschlussrohr, Statorpolschuh sowie die beiden Läuferpolschuhe bestehen aus dem Automatenstahl 11SMn30, der eine Sättigungsinduktion von 1,6 T besitzt. Die Gleithülse ist aus nicht magnetischem Edelstahl 1.4301 gefertigt, die in der Prinzipskizze nicht dargestellte Linsenfas-

sung im Inneren des Läufers aus Messing. Bei dem Magnetwerkstoff handelt es sich um Neodym-Eisen-Bor (NdFeB). Für die Spulen kommt Backlackdraht mit einem Kupferdurchmesser von 55 µm und einem Außendurchmesser von 70 µm zum Einsatz. Jede der beiden Spulen besitzt 120 Windungen, verteilt auf sechs Lagen zu je zwanzig Windungen. Die Ansteuerung erfolgt mit rechteckigen Spannungsimpulsen von 6 V für eine Zeitdauer von 10 ms.

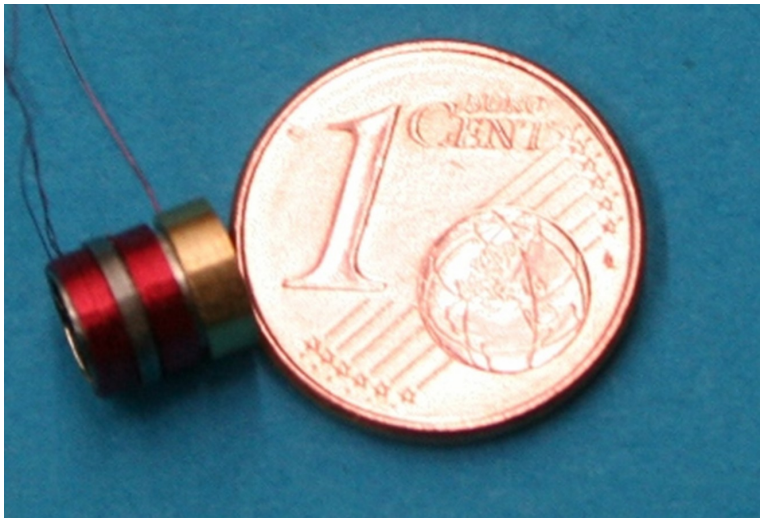


Abb. 6-4 Reale Ausführung des Aktors, ohne Rückschluss [32]

Für den Umschaltvorgang zwischen den beiden Positionen benötigt der Läufer etwa 4 bis 5 ms, siehe Abbildung 6-5. Aufgrund der Anschläge kann kein Überschwingen auftreten. Auch ein Prellen ist nicht messbar.

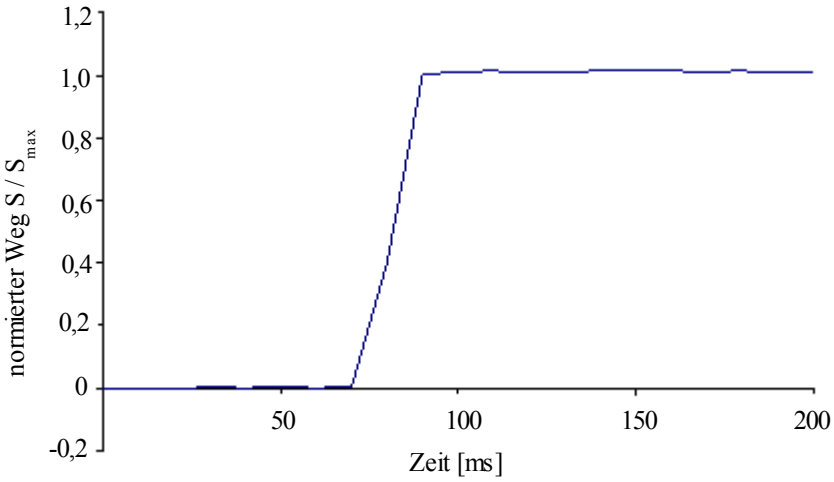


Abb. 6-5 Schaltzeit des bistabilen Aktors

6.3 Aktor für die Einstellung des Bildfeldwinkels am Zoom-Endoskop

Für den optischen Zoom sind drei Stellungen ausreichend, eine Übersichtseinstellung mit 70° Feldwinkel, die Stellung zur Begutachtung von feinen Details mit 40° und eine Zwischenstellung mit 55°, um dem Operateur die Orientierung beim Umschalten zu erleichtern.

Der hierfür entwickelte Aktor nutzt daher, genauso wie der Fokus-Aktor des LED-Endoskops, die Vorteile eines Aufbaus mit diskreten Positionen, von denen hier drei existieren. In der Abbildung 6-6 ist der Aufbau im Halbschnitt mit dem Läufer in der mittleren Position dargestellt. Der Stator besteht aus dem äußeren Rückschlussrohr, fünf Polschuhen, zwei Spulen und zwei Abstandshülsen zur Positionierung der Polschuhe. Die Gleithülsen innerhalb des Stators sind in dieser Abbildung nicht gezeigt. Ein Permanentmagnet mit zwei Polschuhen bildet den Läufer. Die Polschuhe dienen auch hier als Laufflächen.

In der gezeigten Lage ist der Läufer stabil, eine Auslenkung führt zu einem Anstieg der Reluktanzkräfte. Durch Bestromung der beiden Spulen kann der Läufer nach rechts oder links und auch wieder in die Mittellage bewegt werden. Die Bewegung erfolgt durch von den Spulen generierte Reluktanz- und Lorentzkräfte. Die beiden Endpositionen, dargestellt in den Abbildungen 6-7 und 6-8 sind ebenfalls stabil, das heißt, nach dem Umschaltvorgang ist keine Bestromung erforderlich, wodurch sich auch bei diesem Aktor ein sehr geringer mittlerer Leistungsverbrauch einstellt.

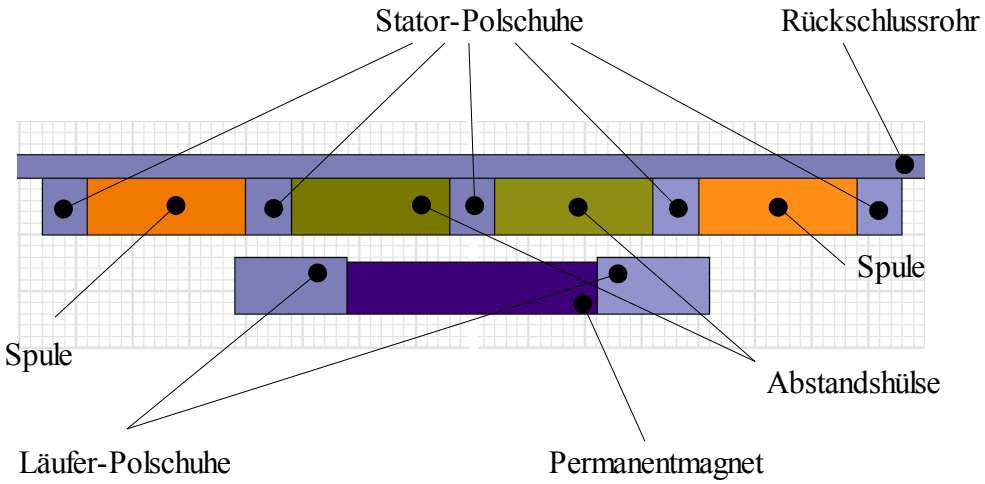


Abb. 6-6 Zoom-Aktor in Mittelstellung

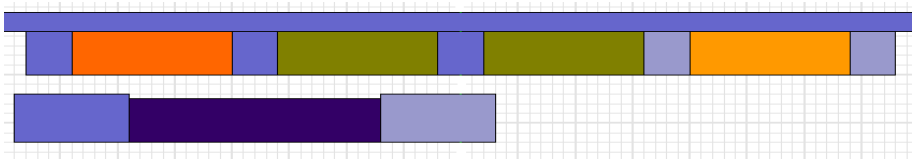


Abb. 6-7 Zoom-Aktor in linker Position

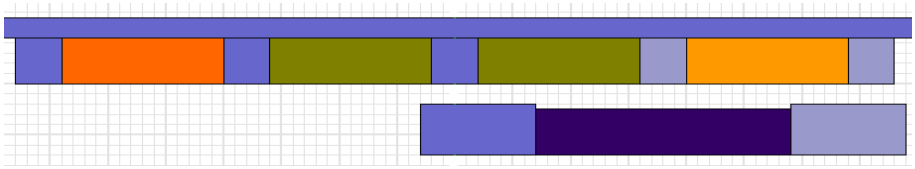


Abb. 6-8 Zoom-Aktor in rechter Position

Bei einem Außendurchmesser von 6,3 mm steht für die optischen Komponenten eine zentrale Bohrung von 3,1 mm Durchmesser zur Verfügung. Der Verfahrweg beträgt insgesamt 3,6 mm, symmetrisch aufgeteilt in zwei 1,8 mm-Schritte, deren Wege über die Abstände der Polschuhe festgelegt sind. Die Ansteuerung erfolgt mit elektrischen Impulsen von 7,5 V Spannung und 20 ms Länge.

6.4 Aktor zur Fokussierung des Zoom-Endoskops

Bei dem optischen System des Zoom-Endoskops handelt es sich um ein nicht-parfokales System, das heißt, beim Zoomen ist ein Nachfokussieren notwendig. Geht man davon aus, dass jeweils zwei Fokusstellungen, eine für den Nah- und eine für den Fernbereich ausreichend sind, ergeben sich mit den drei Zoomstufen sechs notwendige Positionen für die Fokuslinse. Um eine optimale Abbildungsqualität zu erreichen, sollten mindestens neun Positionen einstellbar sein. Antriebe mit diskreten Stellungen stoßen an

ihre Grenzen, wenn viele Schritte auf einem kurzen Verfahrweg untergebracht werden müssen. In den beiden oben gezeigten Aktoren begrenzen die Spulen- und Polschuhbreiten die Schrittweite nach unten. Fertigungstechnisch sind einer weiteren Verkleinerung Grenzen gesetzt. Für die Fokusfunktion im Zoom-Endoskop wurde daher ein kontinuierlich arbeitender Aktor gemäß der Abbildung 6-9 vorgesehen [20].

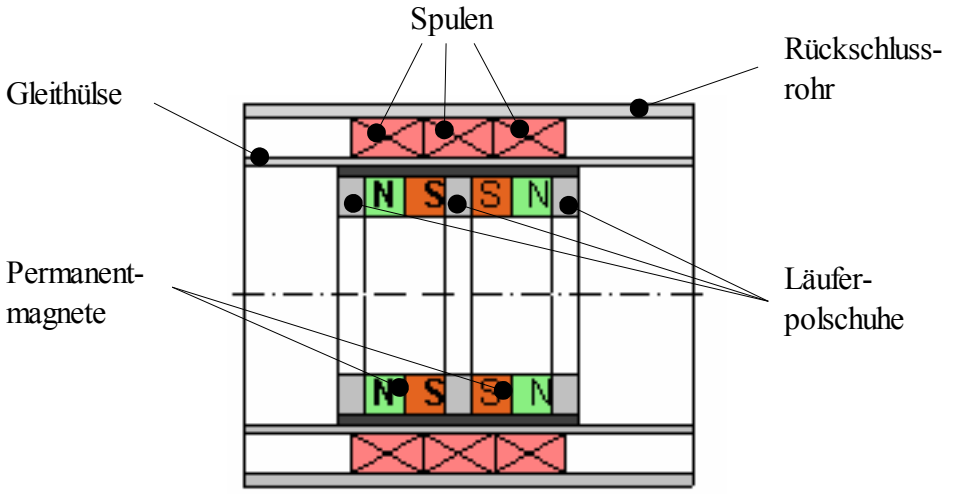


Abb. 6-9 Fokus-Aktor für das Zoom-Endoskop [20]

Drei Spulen, das Rückschlussrohr und die Gleithülse bilden den Stator. Der Läufer besteht aus drei Polschuhen und zwei entgegengesetzt gepolten Permanentmagneten. Das Magnetfeld der beiden Permanentmagneten durchsetzt die drei Spulen, so dass Lorentzkräfte entstehen, wenn diese bestromt sind. Die drei Spulenströme weisen einen festen Phasenversatz von 120° zueinander auf und bilden ein Wanderfeld. Durch die spezielle Bestromung der Spulen erzeugen die Lorentzkräfte eine stabile Läuferposition.

Dies ist im Folgenden an einem Motor gleichen Prinzips, jedoch mit nur einen Permanentmagneten im Läufer gezeigt. Wird die mittlere Spule maximal und die beiden äußeren halb so stark entgegengesetzt bestromt, so liegt die stabile Läuferposition in der Mitte der Spulen, zu erkennen an der minimalen Feldlinienlänge, siehe Abbildung 6-10 A. Eine Auslenkung des Läufers aus der stabilen Lage führt zu einer Verlängerung der magnetischen Feldlinien und damit zu einer rücktreibenden Kraft. Der Kraft-Weg-Verlauf ist in der Abbildung 6-11 links dargestellt. In der stabilen Position A ist die Kraft Null, der negative Anstieg der Kurve zeigt ein stabiles Gleichgewicht an. Wird die Bestromung verändert, ändert sich die stabile Position, was einer Verschiebung der Kurve entlang der Weg-Achse entspricht, siehe Abbildung 6-11 rechts.

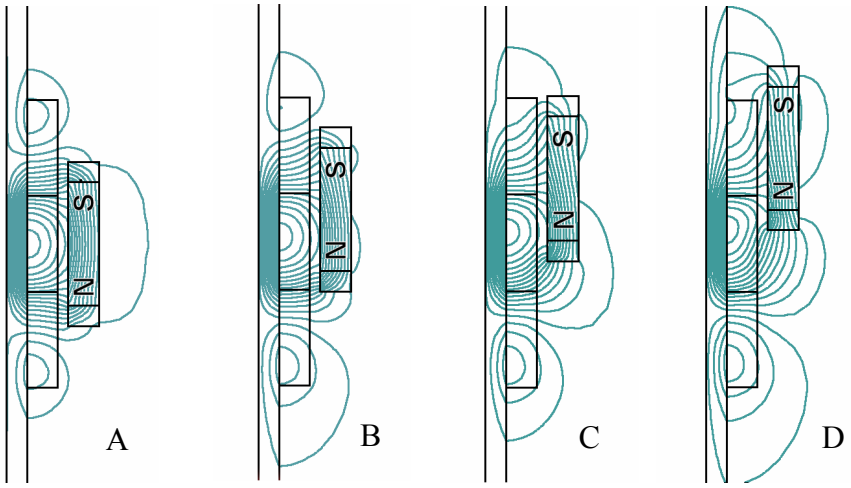


Abb. 6-10 Auslenkung des Läufers aus der stabilen Lage

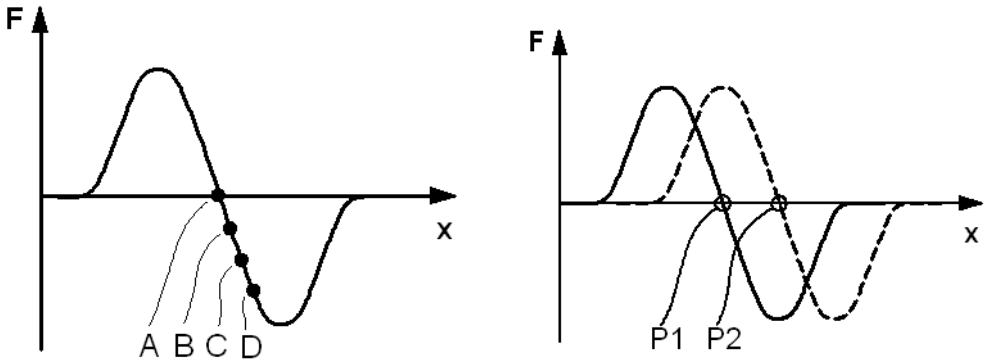


Abb. 6-11 Kraft-Weg-Kennlinie des Wanderfeldmotors (links) und Änderung der Sollposition (rechts)

Gegenüber der einfachen Ausführung mit nur einem Permanentmagneten (PM) im Läufer unterscheidet sich die eingesetzte Modifikation mit zwei PM insbesondere durch höhere erzielbare Kräfte, wie die jeweilige Einhüllende in der Abbildung 6-12 verdeutlicht.

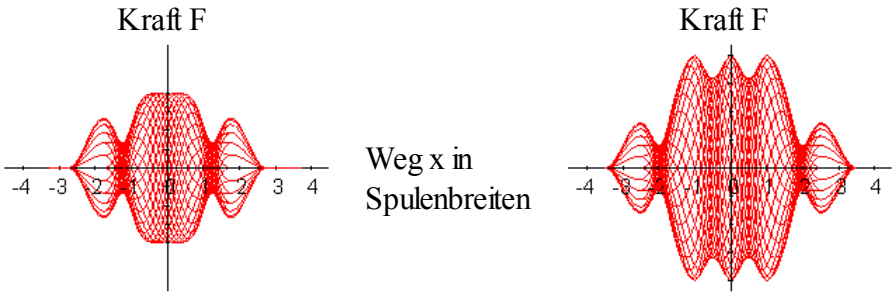


Abb. 6-12 Kraft-Weg-Kennlinien für verschiedene Sollpositionen, links: Läufer mit einem PM, rechts: Läufer mit zwei PM

In den nachfolgenden Bildern sind die Wirkungen der Fokus- und Zoomfunktion dargestellt. Alle Abbildungen zeigen dasselbe Objekt in einem Abstand von 140 mm. In der Abbildung 6-13 ist es in der Einstellung mit dem größten Bildfeldwinkel ohne Scharfstellung aufgenommen, zum Vergleich zeigt Abbildung 6-14 die gleiche Zoomstufe aber fokussiert. In der Abbildung 6-15 ist schließlich der Bildfeldwinkel durch den optischen Zoom verkleinert und das Objekt wird scharf abgebildet.

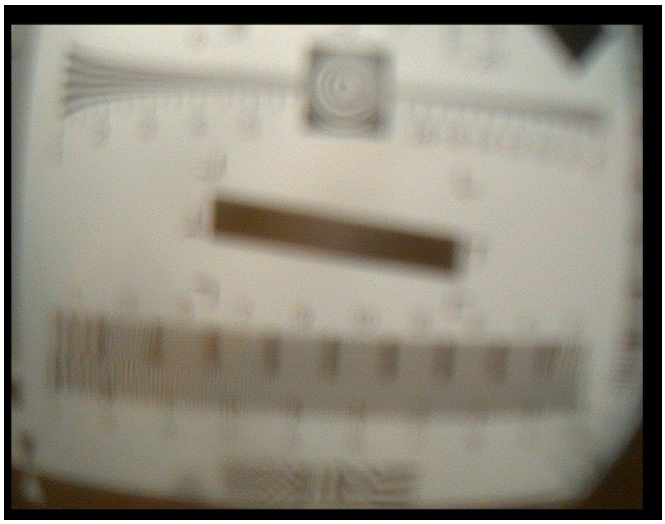


Abb. 6-13 Großer Feldwinkel, Bild unscharf

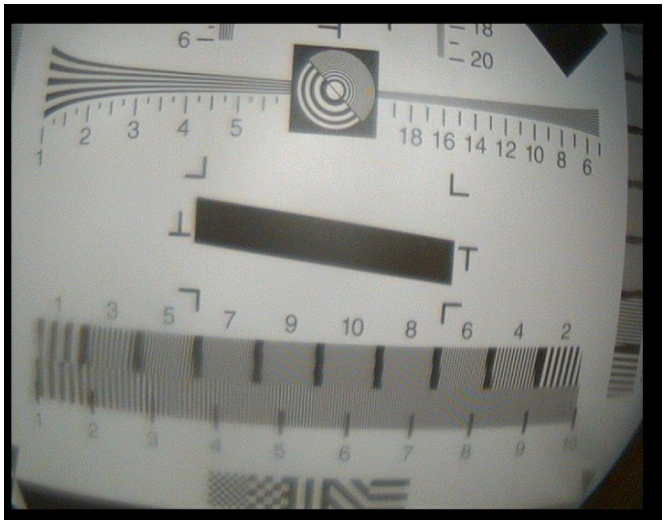


Abb. 6-14 Großer Feldwinkel, Bild scharf

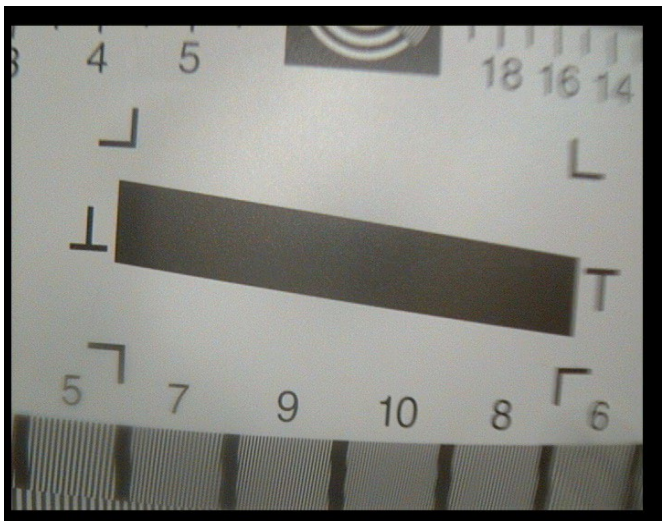


Abb. 6-15 Kleiner Feldwinkel, Bild scharf

7 Optimierung von Optik und Aktorik

Sowohl im Kapitel 5 zur Auslegung der Kameraoptik, als auch bei der Vorstellung der Aktoren, wurde darauf hingewiesen, dass für ein optimales Zusammenspiel beider Komponenten deren Entwicklung nicht unabhängig voneinander erfolgen kann. Vielmehr müssen die Auslegung des optischen Systems, der mechanische Aufbau sowie die Funktion und die Abmessungen der Aktoren aufeinander abgestimmt sein. Dies setzt voraus, dass sich beide Entwicklerteams regelmäßig über die sich zum Teil ändernden Anforderungen einbeziehen und der Optikentwickler ebenso ein Verständnis für Aktoren mitbringt, wie der Elektromagnetiker die Grundzüge der Optik verstehen sollte. Häufig ist diese enge Kooperation jedoch nicht anzutreffen.

Daher kann es nach dem Zusammenbau zu Funktionsbeeinträchtigungen bis hin zu völligem Versagen des Gesamtsystems kommen. Eine Konsequenz daraus ist das Festhalten an bewährten Lösungen, wodurch jedoch oft weder die Potentiale der Optik noch der Aktorik optimal ausgenutzt werden.

Ein ganz entscheidender Unterschied bei der Verwendung von Lineardirektantrieben gegenüber Drehkulissen mit Rotationsmotoren betrifft die Anzahl der verfahrbaren Linsen und deren Kopplung. Für die Umsetzung einer Zoomfunktion werden häufig zwei Linsengruppen in einer Kulisse auf unterschiedlichen Bahnkurven bewegt. Dies ist mit Lineardirektantrieben nur schwer möglich. Wenn die Linsen nicht parallel bewegt werden, wie es beispielsweise bei optisch kompensierten parfokalen Systemen der Fall ist, muss für jede bewegte Linsengruppe ein separater Antrieb vorgesehen werden. Um die Fertigungskosten im Endprodukt gering zu halten, werden am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin daher hauptsächlich optische Systeme entwickelt, die mit einer einzelnen beweglichen Linsengruppe pro Funktion auskommen. Bei Drehkulissen überschneiden sich die Extrempositionen der Linsengruppen häufig. Bei Lineardirektantrieben wird der Motor normalerweise direkt um die Linse herum angeordnet, so dass sich derlei Verfahrkonzepte vermeiden lassen. Wie eine Lösung aussehen kann, die dieses Problem löst, wird später diskutiert.

Der erste Punkt, bei dem Abstimmungsbedarf besteht, ist der zur Verfügung stehende Bauraum. In einem starren Endoskop steht radial wenig Platz zur Verfügung, während die Länge des Systems praktisch keiner Einschränkung unterliegt. Dieser geringe radiale Bauraum muss zwischen optischem System und Aktoren aufgeteilt werden. Die eingesetzten elektromagnetischen Lineardirektantriebe nutzen den Bauraum sehr effizient,

da auf Getriebe und ähnliches verzichtet werden kann. Trotzdem besitzt der Motor einen höheren radialen Platzbedarf als eine einfache Linsenfassung. Feststehende Linsen können im Allgemeinen, abzüglich der Linsenfassung von einigen Zehntelmillimetern, den gesamten Durchmesser des optischen Moduls einnehmen, während bewegte Linsen einen kleineren Durchmesser aufweisen sollten. Am Beispiel der Zoom- und Fokusoptik ist dies bei dem Fokusachromaten zu sehen, siehe Abbildung 7-1.

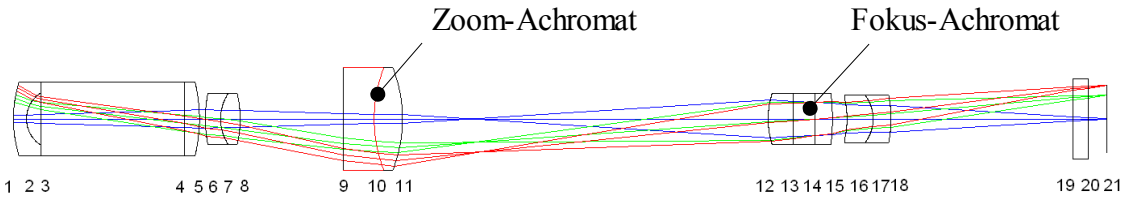


Abb. 7-1 Zoomsystem mit einem 70° Feldwinkel

Wie in der Abbildung ebenfalls zu erkennen ist, konnte diese Gestaltungsregel bei dem Achromaten für die Zoomfunktion nicht umgesetzt werden. Bei einem Feldwinkel von 70° trifft das Lichtbündel sehr schräg zur optischen Achse auf.

Im Falle einer 30° Vorausblickoptik lässt sich vor dem Prisma nur eine Linse einsetzen, so dass die Lichtstrahlen nur begrenzt abgelenkt werden können. Damit treten sie aus den Prisma auch unter einem großen Winkel aus. Hinter dem Prisma, beziehungsweise der Glasrolle, sollten die Winkel durch Einsatz weiterer Linsen verkleinert werden, so dass der Durchmesser der folgenden Zoomgruppe klein bleibt. Die Berechnungen mit ZEMAX haben in diesem Fall jedoch ergeben, dass eine weitere Reduzierung des Strahldurchmessers durch stärkere Linsen 4 bis 8, eine deutliche Verschlechterung der Abbildungsleistung bewirkt hätte.

In einem solchen Fall wird man bei den meisten optischen Systemen Kompromisse bei der Aktorik oder Mechanik in Kauf nehmen, um die bestmögliche Abbildungsqualität zu erreichen. In dem obigen Beispiel wurde eine Lösung darin gefunden, den Motor nach rechts zu versetzen und die Linsenfassung nicht innerhalb des Stators zu platzieren, sondern über eine Hülse aus diesem auskragen zu lassen, siehe Abbildung 7-2. Um ein Verkippen der Hülse und damit der Linse zu vermeiden, wird diese nicht nur im Motor, sondern auch vorn direkt an der Linsenfassung gelagert. Dies erhöht zwar den Fertigungsaufwand durch das Vorhandensein von zwei Gleitbuchsen, während andere Motoren mit einer auskommen, dies ist hier aber unverzichtbar. Durch die Verwendung eines oder zweier derartiger Motoranordnungen lässt sich auch das oben angesprochene Problem überlappender Verfahrwege benachbarter Linsengruppen lösen. Der erforderliche

Mehraufwand sollte aber gegenüber einer anderen Gestaltung des optischen Systems abgewogen werden.

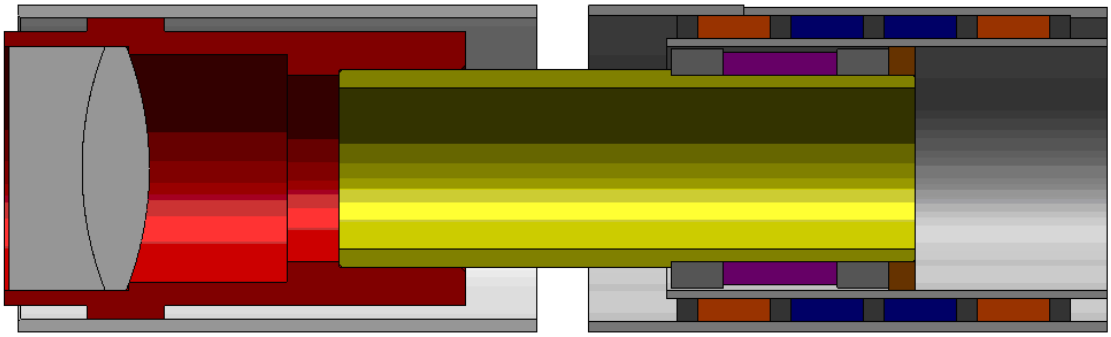


Abb. 7-2 Zoom-Baugruppe

Zu beachten ist weiterhin, wie sich der Strahlengang vor und hinter der Linse verhält. Wie in der Abbildung 7-1 zu erkennen ist, nimmt der Strahldurchmesser jeweils nur langsam ab, in anderen Fällen kann er auch zunehmen. Liegen dem Aktorentwickler nur die Linsendaten, nicht aber die Strahlengänge vor, kann es schwierig werden, den tatsächlichen Platzbedarf zu ermitteln. Wird dem Strahlengang zu viel Platz eingeräumt, gestaltet sich der Aufbau des Motors unnötig kompliziert.

Im schlechteren Fall ragt ein Teil des Antriebs in den Strahlengang und schneidet Strahlen ab. Eine solche Vignettierung äußert sich in abgedunkelten Bildteilen am Rand. Auf den ersten Blick mag dieser Punkt trivial aussehen, da sich aber mindestens eine, in diesem Beispiel zwei, in anderen Systemen auch noch mehr Linsen bewegen und sich damit auch der Strahlengang verändert, können hier leicht Fehler auftreten. Daher ist es wichtig, die Strahlengänge in allen Zoomstufen und bei allen Objektabständen zu untersuchen. Es ist hilfreich, wenn der Aktorentwickler nicht allein arbeitet, sondern gemeinsam mit dem Optiker. Programme zur Optikrechnung können alle notwendigen Daten ohne großen Aufwand zur Verfügung stellen. Eine manuelle Modellierung des Strahlengangs in einem FEM- oder CAD-Programm ist dagegen zeitintensiv und fehleranfällig. Werden Fehler erst nach der Fertigung am ersten Labormuster entdeckt, treten schnell Zeitverzögerungen im Bereich von Monaten ein.

Axial steht meist genügend Bauraum für die Optik zur Verfügung, dennoch ist bei den Aktoren auch hier einiges zu beachten. Je nach gewähltem Motorkonzept ist der Antrieb zum Teil deutlich länger als der Verfahrweg. Sollen zwei dicht nebeneinander liegende Linsengruppen bewegt werden, kann der Bauraum auch entlang der Längsachse knapp

werden. Die Anordnung in dem vorliegenden Zoomsystem ist unter diesem Aspekt unkritisch. Das optische System wurde so gestaltet, dass Zoom- und Fokusachromat ausreichend weit voneinander entfernt sind. Dies ist hier um so wichtiger, als der Motor für den Zoom gegenüber der Linse nach rechts versetzt werden musste.
Weiterhin ist in jedem Fall zu prüfen, ob sich zwei benachbarte Antriebe gegenseitig beeinflussen. Je nach Gestaltung des elektromagnetischen Kreises können Streufelder aus dem Motor herausquellen und Kräfte auf den Läufer eines anderen Aktors ausüben. Ein bistabiler Motor mit mechanischen Anschlägen wird in den meisten Fällen dagegen unempfindlich sein. Durch elektromagnetische Kräfte wird der Läufer gegen einen der beiden den Verfahrweg bestimmenden Anschläge gedrückt. Diese Kraft wird meist größer sein, als die Kraftwirkung eines benachbarten Antriebs, so dass es zu keiner Bewegung des Läufers kommt. Es kann jedoch passieren, dass die Summe der Kräfte so groß ist, dass ein Umschalten des Motors verhindert wird.
Deutlich empfindlicher reagieren Aktoren, die zur Positionierung des Läufers ohne mechanische Anschläge auskommen und ein elektromagnetisches Kräftegleichgewicht nutzen, egal ob sie mehrschrittig oder kontinuierlich arbeiten. Eine Störung des Kräftegleichgewichts äußert sich bei diesen in einer Änderung der Position des Läufers. Bei mehrschrittigen und kontinuierlich arbeitenden Antrieben im gesteuerten Betrieb lässt sich diese Positionsabweichung nicht korrigieren. Bei Motoren mit kontinuierlichem Verfahrweg im geregelten Betrieb kann der Fehler durch eine geänderte Bestromung kompensiert werden, wenn die auftretenden Kräfte nicht zu groß sind. Im vorliegenden Fall kommt für die Zoomfunktion ein dreischrittiger Antrieb mit Selbsthaltung durch Reluktanzkraft zum Einsatz. Dies hat den Vorteil, dass der Antrieb nur zum Umschalten bestromt wird und während des übrigen Betriebs kein Energieverlust und damit keine Erwärmung auftritt. Durch den ausreichend großen Abstand zu dem Fokusantrieb ist die Beeinflussung durch diesen vernachlässigbar gering.
Die Fokusgruppe wird durch einen dreiphasigen Wanderfeldmotor kontinuierlich bewegt. Die Spulenströme werden manuell so geregelt, dass das Bild scharf ist. Bei einer Änderung der Zoomstufe geht die Fokussierung aufgrund der Brennweitenänderung verloren und bedingt somit eine Nachfokussierung. Eine Beeinflussung des Fokusaktors durch den Zoomantrieb hätte daher keine negativen Auswirkungen. Durch den Abstand der beiden Antriebe ist die Rückwirkung jedoch gering.
Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Auslegung der Verfahrwege, die maßgeblichen Einfluss sowohl auf die Aktorik, als auch die Optik hat. Kurze Hübe erlauben kürzere Mo-

toren und kommen damit mit weniger axialem Bauraum aus. Weiterhin verkürzt sich durch kleine Wege die notwendige Zeit, um eine neue Position anzufahren. All dies spricht für möglichst kleine Verfahrwege. Auf der anderen Seite reagiert das abbildende System auf kurze Verfahrwege mit enger werdenden Toleranzen. Dies betrifft sowohl die Fertigung der Linsen und der Fassungen, wodurch die Preise in unwirtschaftliche Bereiche steigen können, als auch die Positioniergenauigkeit der Aktoren. Letztere ist neben den Fertigungsungenauigkeiten durch die Steifigkeit des Systems und die Reibung limitiert. Die Lineardirektantriebe erreichen Positioniergenauigkeiten im Bereich von 10 µm.

Zu beachten ist bei mehrschrittigen Aktoren, dass die Schrittweite direkt über die Anordnung der Polschuhe vorgegeben wird. Aus fertigungs- und montagetechnischen Gründen sind Abstufungen weit unter einem Millimeter hier praktisch kaum zu erzielen. Da die Läuferpositionen fest durch den Aufbau des Antriebs vorgegeben sind, muss dieser mit der geforderten Genauigkeit aufgebaut und axial exakt zu dem übrigen optischen System positioniert werden. Die Toleranzen sind durch die Optik vorgegeben und im Vergleich zu typischen Anforderungen an rein elektromechanische Systeme sehr hoch. Bei der Konstruktion des Stators und der angrenzenden Linsenfassungen sind daher geeignete Anschläge zu wählen, die diese Montagegenauigkeit erlauben. Auf der anderen Seite sollte die Optik so gestaltet sein, dass die notwendige Positioniergenauigkeit der betroffenen Linsengruppe möglichst gering ist. Großzügige Verfahrwege sind ein gutes Indiz dafür, eine genaue Bewertung ist jedoch erst nach einer Toleranzanalyse möglich.

Wird die betreffende Linsengruppe zum Zoomen verwendet, sind die Anforderungen meist nicht ganz so hoch wie bei Fokus-Baugruppen. Eine leichte Abweichung der tatsächlichen gegenüber der nominellen Brennweite durch eine etwas verschobene Zoomlinse ist häufig unkritisch und wird durch den Anwender in den meisten Fällen nicht einmal bemerkt, während sich eine Dejustierung der Scharfeinstellung sehr schnell in einem unscharfen Bild äußert. Sind die Anforderungen so streng, dass sie nicht durch die mechanische Konstruktion sichergestellt werden können, empfiehlt es sich, eine Justage unter Auswertung des aufgenommen Bilds vorzusehen. Hierfür kann entweder der Antrieb selbst oder ein anderes geeignetes Element genutzt werden. In vielen Kamerasystemen wird der Bildaufnehmer als Kompensator für die Fertigungsungenauigkeiten des Gesamtsystems genutzt, in dem er als letztes Element axial so justiert wird, dass die bestmögliche Abbildungsqualität erzielt wird. Hiermit lassen sich jedoch Fehler nur bis zu einem gewissen Grad ausgleichen, andernfalls sinkt die Abbildungsqualität signifi-

kant ab.

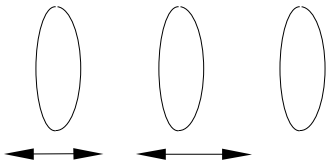
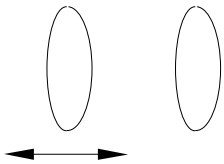
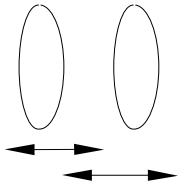
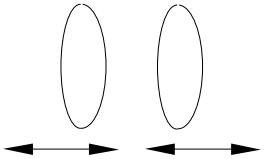
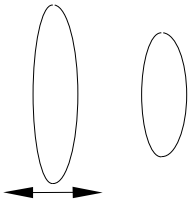
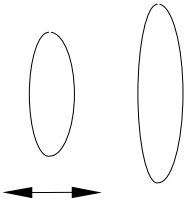
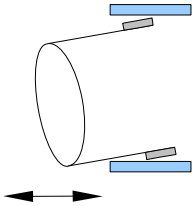
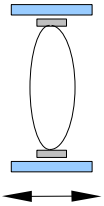
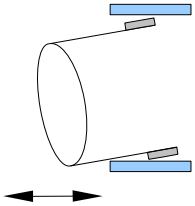
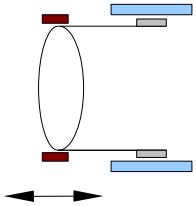
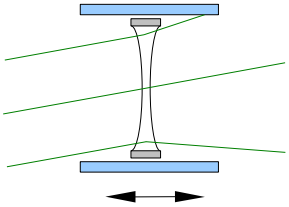
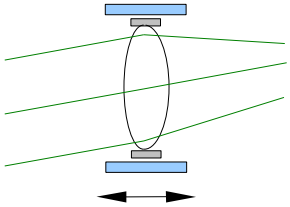
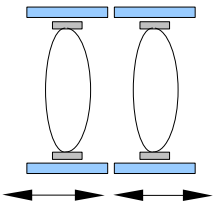
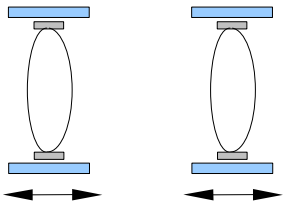
Die Reibung des Läufers im Stator beeinflusst maßgeblich sowohl die Positioniergenauigkeit als auch die erzielbare Geschwindigkeit. Die Positioniergenauigkeit lässt sich durch die Überlagerung einer höherfrequenten Schwingung niedriger Amplitude verbessern, da durch die stetige Bewegung des Läufers keine Haft-, sondern ausschließlich die geringere Haftreibung auftritt. Typische Frequenzen liegen im Bereich von 200 Hz [20]. Die kontinuierliche Bewegung der Linse darf jedoch den Bildeindruck nicht stören. Soll auf eine aufwendige Synchronisation zwischen Motor und Kamera verzichtet werden, muss die zulässige axiale Lagetoleranz für diese Linse größer sein als Schwingungshub und Positionierfehler zusammen. Auch dies wird durch längere Verfahrwege begünstigt.

Eine Exzentrizität oder ein Verkippen einer Linsengruppe führt zu einer Verschlechterung der Bildqualität. Die für die Funktion eines Linearaktors notwendige Spielpassung zwischen Läufer und Stator bedingt einen Spalt, der sowohl zu einem radialen Versatz, als auch zu einer Verkippung führt. Die Optik sollte so ausgelegt sein, dass sie auf diese Fehler möglichst tolerant reagiert. Wählt man die Laufflächen möglichst lang oder verwendet man zwei getrennte Gleitschuhe, die einen ausreichend großen Abstand zueinander haben, wirkt dies einem Verkippen entgegen. Die Exzentrizität kann wirksam durch zueinander passendes Polieren der Laufflächen minimiert werden. Hierdurch werden auch die Verkippung weiter reduziert und die Gleiteigenschaften verbessert. Die verringerte Reibung erhöht als Nebeneffekt auch die Positioniergenauigkeit.

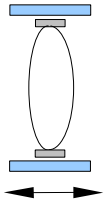
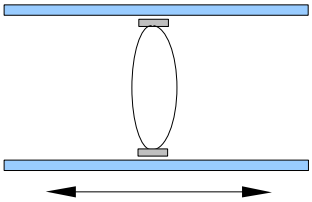
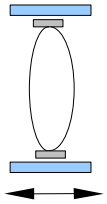
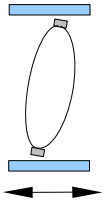
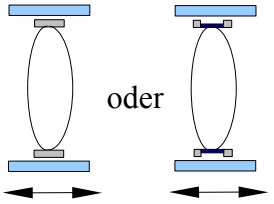
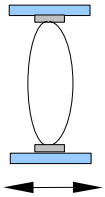
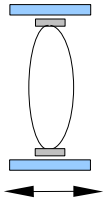
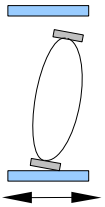
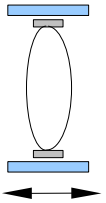
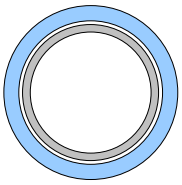
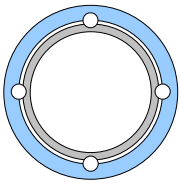
Für einen Autofokus spielt die Geschwindigkeit, mit der die Linsengruppe verfahren werden kann, eine entscheidende Rolle. Bei den in Europa üblichen 25 Vollbildern pro Sekunde liegen zwischen zwei aufeinander folgenden Bildern 40 ms. Im Idealfall sollte der Aktor in der Lage sein, die Linse innerhalb dieses Zeitraums abzüglich der notwendigen Belichtungszeit zu positionieren. Die schnelle Positionierung wird durch kurze Verfahrwege unterstützt. In diesem Fall spielt insbesondere die Beschleunigung eine entscheidende Rolle, die bei hohen Kräften, kleinen bewegten Massen und geringer Reibung sowie Dämpfung ansteigt. Kleine Linsendurchmesser kommen daher nicht nur dem Bauraum zu gute, sondern erhöhen auch die erzielbare Dynamik durch geringe bewegte Massen. Die Dämpfung ergibt sich hauptsächlich durch Kompression und Expansion der Luft in den abgeschlossenen Volumina auf beiden Seiten der bewegten Linsengruppe. Um ein einfacheres Strömen der Luft zwischen den beiden Seiten der Linse zu ermöglichen und damit die Dämpfung zu reduzieren, lassen sich Luftkanäle in dem Motor oder dem Hüllrohr einarbeiten. Als positiver Effekt verringern Luftdämpfung und

Reibung das Überschwingen des Läufers und können bei sinnvoller Dimensionierung das stabile Erreichen der Endlage verkürzen. Bei Zoombaugruppen oder manueller Fokussierung spielt die Geschwindigkeit eine weit geringere Rolle, da für die Bildbewertung während der Verstellung durch den Anwender deutlich langsamere Verfahrgeschwindigkeiten benötigt werden.

Die diskutierten Designregeln sind in der nachfolgenden Tabelle 7-1 zusammenfassend dargestellt.

ungünstig	günstig	Kommentar
		Die Verwendung von einer statt zwei bewegten Zoomlinsen reduziert die Anzahl der notwendigen Antriebe.
		Das Vermeiden einer Überschneidung der Verfahrwege vereinfacht die Unterbringung der Antriebe.
		Große Linsen sollten nicht bewegt werden, um den radialen Bauraum optimal zu nutzen und die bewegten Massen zu reduzieren.
		Antriebe sollten direkt um die Linsen angeordnet werden, nicht auskragend, um ein Klemmen und Verkippen zu minimieren.
		Ist ein Auskragen unvermeidbar, sollte der Läufer zweimal gelagert werden.
		Vignettierung ist besonders kritisch bei sich verbreiterndem Strahlbündel und kleinem radialen Bauraum, speziell bei bewegten Linsen.
		Zu geringer axialer Abstand von Antrieben kann zu gegenseitiger Beeinflussung führen.

Tab. 7-1 Empfehlungen zum Aufbau opto-elektromechanischer Systeme, weiter nächste Seite

ungünstig	günstig	Kommentar
		Extrem kleine Verfahrwege bedingen enge Toleranzen, bei mehrschrittigen Antrieben wegen der Mindestpolschuhbreite nicht möglich.
		Sehr große Verfahrwege erfordern viel axialen Bauraum. Sollposition wird mit deutlicher Verzögerung erreicht.
		Zu kurze Laufflächen können zur Verkippung führen. Eine ausreichend lange oder zwei kurze Laufflächen verwenden.
		Zu enge Passungen zwischen Läufer und Stator führen zu Verklemmen.
		Zu lose Passungen zwischen Läufer und Stator führen zu radialem Versatz und Verkippen. Antriebskräfte durch Spalt reduziert.
		Draufsicht auf die Motoranordnung. Um die Luftdämpfung zu verringern, Lüftungskanäle vorsehen.

Tab. 7-1 Empfehlungen zum Aufbau opto-elektromechanischer Systeme

8 Montage

8.1 Montage des LED-Endoskops

In einem ersten Schritt wird die LED auf den Kühlkörper gelötet, der gleichzeitig als Halter dient. Lötverbindungen an Bauteilen für die Wärmeabfuhr zu erzeugen ist ein schwieriger Prozess und unterscheidet sich häufig von dem sonst üblichen Vorgehen, da die hohe Wärmeleitfähigkeit die lokale Erhitzung der Lötstelle erschwert oder unmöglich macht. Der Kühlkörper wird mit einer Lötzange erwärmt, bis an der Lötstelle die notwendige Temperatur erreicht ist. Hierbei erwärmt sich der gesamte Kühlkörper. Anschließend wird die Lötstelle mit Lötzinn benetzt und die LED aufgesetzt. Als Montagehilfe für die korrekte Ausrichtung dient ein wärmefester Anschlag aus PEEK, siehe Abbildung 8-1. Direkt nach dem Aufbringen der LED wird der Kühlkörper mit Eis gekühlt, um eine thermische Schädigung der LED zu verhindern. Ohne diese Maßnahme würde die Temperatur aufgrund der hohen Wärmekapazität des Kupferblocks nur sehr langsam absinken. Die Menge des eingesetzten Lötzinns ist auf das notwendige Minimum zu reduzieren, um eine parallele Ausrichtung der LED zum Kühlkörper zu gewährleisten. Die Anforderungen an Beleuchtungssysteme sind grundsätzlich nicht so hoch wie bei abbildenden Systemen, so dass diese Art der Ausrichtung ausreichend ist. Nach korrekter Montage ragen an zwei Stellen Teile der LED-Platine über der Kontur des Kühlkörpers und behindern den Einbau in den Endoskopschaft.

Für die Fertigung von einzelnen Labormustern ist es nicht möglich, angepasste Platinen zu erhalten oder diese automatisiert zu bearbeiten, daher werden die überstehenden Teile nach dem Auflöten mit feinem Schleifpapier entfernt. Um die LED bei der Bearbeitung zu schützen, empfiehlt es sich, den Reflektor zur Formung des Abstrahlverhaltens vor diesem Arbeitsschritt aufzustecken. Die elektrische Versorgung erfolgt über die Anschlüsse auf der Rückseite der Platine mit Backlackdraht von 0,22 mm Durchmesser. Gegenüber Litze ist dieser zwar filigraner, erlaubt aber durch den geringeren Durchmesser eine vereinfachte Verlegung.

Anfänglich wurde festgestellt, dass durch den Spalt zwischen LED-Platine und Reflektor Licht dringt, welches auch in das optische System gelangt und als Streulicht in den Videobildern sichtbar ist. Um dies zuverlässig zu verhindern, wird der Spalt mit matter schwarzer Farbe verschlossen.

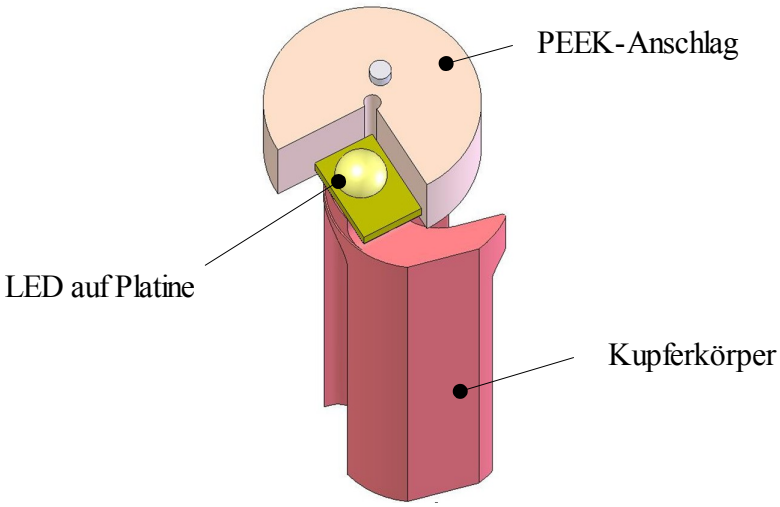


Abb. 8-1 Montage der LED auf dem Kühlkörper

Die Wärmeleitung erfolgt von dem distalen Kupfer-Kühlkörper über zwei Heatpipes zu einem Kühlkörper im Griff des Endoskops, welcher die Wärme an die Umgebung abgibt.

Da die Heatpipes mit der Länge von 350 mm eine Netzstruktur im Innern besitzen, die auf die zur Montage notwendige Deformation mit Versagen reagiert, siehe Kapitel 4.2.4, musste auf Modelle mit Sinterstruktur zurückgegriffen werden, die ab Lager jedoch nur bis 200 mm Länge verfügbar sind. Aus Zeitgründen konnte nicht auf die Herstellung solcher Heatpipes nach eigenen Vorgaben gewartet werden. Daher wurden zwei Heatpipes in Reihe eingesetzt, um die gesamte Schaftlänge zu überbrücken.

Zunächst werden die beiden Heatpipes über drei Kopplungselemente aus Kupfer miteinander verbunden, siehe Abbildung 8-2. Ein möglichst geringer thermischer Widerstand setzt einen engen Kontakt der beteiligten Komponenten ohne Luftspalt voraus, wodurch das Aufschieben der Kopplungselemente erschwert wird. Ein Verbiegen der Heatpipes aufgrund zu starker Kräfte lässt sich durch gleichzeitiges Drehen und Einschieben vermeiden. Die Heatpipes besitzen ein abgerundetes und ein abgeflachtes Ende, wobei das abgerundete Ende die Wärme besser abführt, weshalb dieses in den LED-Kühlkörper eingebaut wird.

Abb. 8-2 Verbindung der beiden Heatpipes über Klemmelemente

Nach dem Verbinden der beiden Heatpipes wird der distale Abschnitt mit Schaumstoffröhrchen isoliert, um eine Wärmeübertragung an das Hüllrohr zu verhindern. Anschließend wird der LED-Kühlkörper mit der Heatpipe durch Einpressen verbunden. Durch das Einpressen wird die Heatpipe abgeflacht und der Außendurchmesser des Kühlsystems auf das notwendige Maß reduziert. Der Kühlkörper wird hierfür in eine Aufnahme einer Kniehebelpresse eingelegt. In die Bohrung, in der das optische Modul später untergebracht ist, wird ein Drehteil eingesetzt, um die entstehenden Kräfte aufzunehmen. In die Nut, in welche die Heatpipe eingepresst wird, wird etwas Wärmeleitkleber gegeben. Dies unterstützt sowohl den thermischen als auch den mechanischen Kontakt. Das Ankleben des Stempels der Presse verhindert eine dünne Folienabdeckung. Der Verband verbleibt bis zum Aushärten des Klebstoffs in der Presse.

Die proximale Heatpipe und die Kopplungselemente werden ebenfalls mit Schaumstoffröhrchen ummantelt und der griffseitige Kühlkörper aufgeschoben. Da hier ausreichend Bauraum zur Verfügung steht, ist keine Umformung der Heatpipe erforderlich. Der Wärmeübergang und die mechanische Kopplung erfolgen durch Verkleben mit Wärmeleitkleber Arctic Silver. Eine Beschädigung des Schaums durch die Spannvorrichtung bis zum Aushärten des Klebers wird durch die Verwendung von angepassten Messinghalbschalen verhindert.

Für die Position und die Ausrichtung der Linsen in einem optischen System gelten sehr enge Toleranzen, die deutlich höhere Anforderungen an die Montage stellen, als in den meisten anderen Fällen. Aufgrund der größeren Erfahrung und der Verfügbarkeit spezieller Messmittel erfolgte das Einsetzen der Linsen in die Fassungen daher bei einem Projektpartner. Die Montage des optischen Systems beschränkt sich am Fachgebiet Mikrotechnik auf die elektromechanischen Komponenten für den Aktor und die Endmontage des CCD-Chips. Auf die Linsenfassung des Fokusachromaten werden der Permanentmagnet und die beiden Polschuhe aufgeschoben und verklebt. Mittels einer Montagehilfe wird die korrekte axiale Ausrichtung sichergestellt. Anschließend werden die beiden Gleitschuhe ebenfalls verklebt. Die Abbildung 8-3 zeigt das CAD-Modell des Läufers einschließlich der Fokuslinse im Längsschnitt.

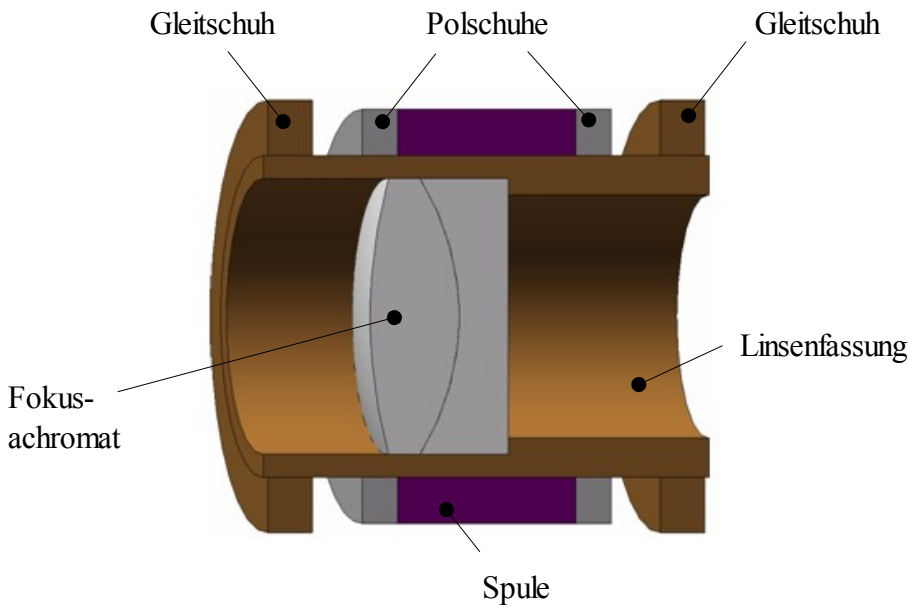


Abb. 8-3 CAD Modell des Läufers

Läufergleitschuhe und Gleithülse im Stator werden zueinander passend poliert. Beim Polieren würden in der Fassung befindliche Linsen unvermeidlich verschmutzt und eventuell verkratzt. Um dies zu vermeiden, wird der Achromat erst danach durch Spezialisten des Projektpartners in die Fassung eingekittet.

Die Gleithülse, zwei Spulen, Statorpolschuh und Rückschlussrohr bilden den Stator des Linearaktors. Ein rechter Anschlag begrenzt den Verfahrweg des Läufers. Auf der linken Seite dient die Fassung des Linsensystem mit den feststehenden Linsen als Anschlag. Als erstes wird der Statorpolschuh mit Hilfe einer Justierplatte auf der Gleithülse verklebt. Danach werden die beiden Spulen unter Beachtung der Ausrichtung aufgeschoben. Nach Verkleben des rechten Anschlags mit der Gleithülse wird der Läufer mit eingekittetem Achromaten eingesetzt. Als nächstes wird das starre Linsensystem bis zum Absatz eingeschoben und ebenfalls verklebt. Abschließend wird das Rückschlussrohr von rechts aufgeschoben. Um die Spulendrähte herauszuführen, ist dieses geschlitzt. Beim Aufschieben ist Vorsicht geboten, da die dünnen Backlackdrähte durch das metallische Rückschlussrohr schnell beschädigt werden. Sie können entweder abreißen oder die Isolation wird beschädigt, so dass ein Kurzschluss zwischen den Zuleitungen oder Wicklungen entsteht. Der vollständige Aufbau des optischen Systems, jedoch ohne den CCD-Chip, ist als CAD-Modell im Längsschnitt in der Abbildung 8-4 und das fertige Labormuster im Größenvergleich zu einem Streichholz in der Abbildung 8-5 dargestellt.

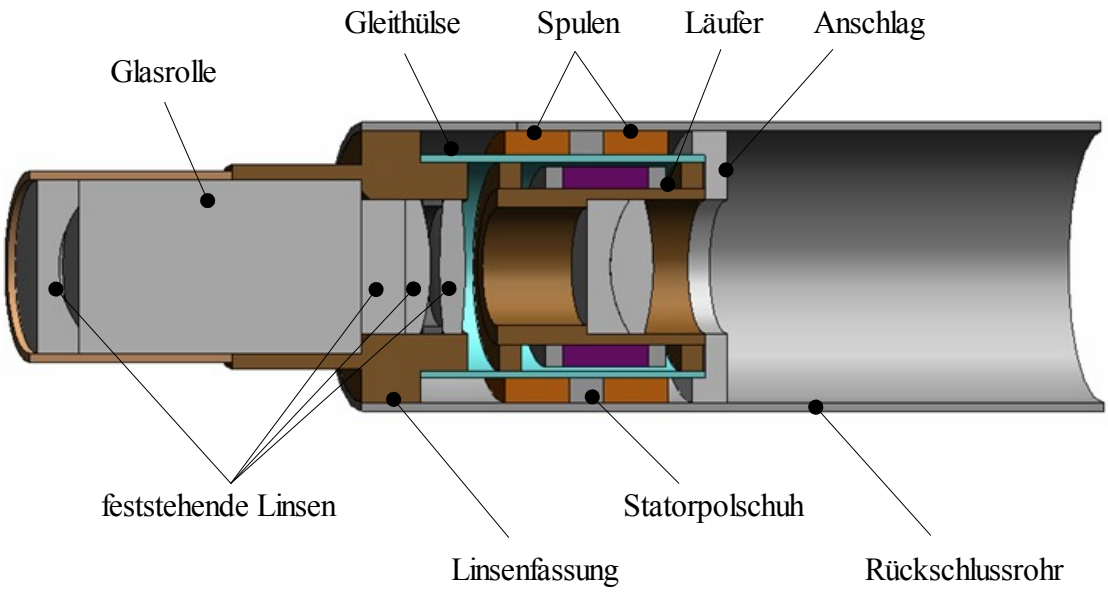


Abb. 8-4 Schnitt durch das optische Modul

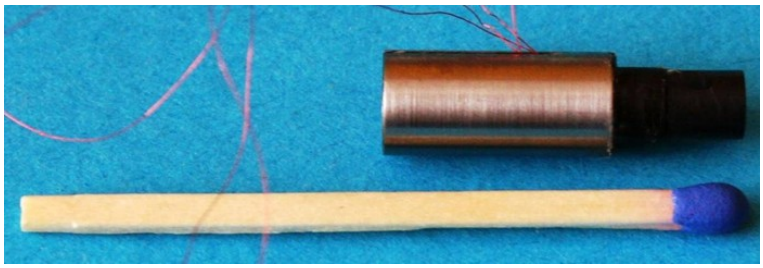


Abb. 8-5 Labormuster des optischen Moduls [32]

Als letztes Bauteil wird der CCD-Chip justiert. Direkt hinter dem CCD-Chip befindet sich eine Platine mit Bauteilen, die kurze Leitungslängen erfordern. Von dort führt eine flexible Platine zu der weiteren Elektronik, die im Griff des Endoskops untergebracht wird.

Der CCD-Chip mitsamt seiner Platine befindet sich in einer Hülse, so dass er genau in das Rückschlussrohr passt und durch dieses radial geführt und gegen Verkippen gesichert ist. Die axiale Position wird so eingestellt, dass die beiden nominellen Objektabstände möglichst scharf abgebildet werden. Hilfreich bei der Justage ist die Fixierung des optischen Systems. Der Kamerachip und der Fokusmotor werden an die jeweiligen Controller angeschlossen und zwei Objekte mit feinen Strukturen oder Texturen, wie zum Beispiel eine kleine Schrift, in den beiden nominellen Objektabständen vor dem Kameramodul platziert. Der Chip wird unter mehrmaligem Umschalten der Fokusstellung axial justiert und anschließend mit einem Tropfen Sekundenkleber in dem Rückschlussrohr verklebt. Der Wärmeleitungsstrang und die Bildübertragungsstrecke sind in der Abbildung 8-6 gezeigt.

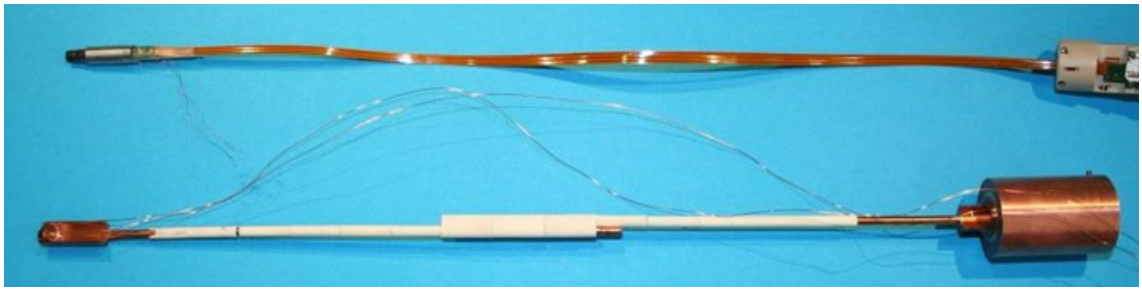


Abb. 8-6 Wärmeleitungsstrang (unten) und Bildübertragungsstrecke (oben)

Die Spulendrähte des Fokusaktors werden gegebenenfalls auf ein sinnvolles Maß gekürzt und an ein auf der Platine des CCD-Chips angebrachtes Lötpad gelötet, welches den Übergang auf etwas robustere Drähte herstellt.

Das optische Modul wird mit Fokusaktor und CCD-Chip gegen den LED-Kühlkörper, der es aufnimmt, elektrisch mit Schrumpfschlauch aus PTFE isoliert. Der übliche Schrumpfprozess mit Heißluft würde eine unnötige thermische Belastung des optischen Systems, des Aktors und der Elektronik verursachen, welche zu einer Beschädigung führen könnte. Daher wird der Schlauch auf einem Drehteil mit ähnlichen Abmaßen geschrumpft, in passender Form über das optische Modul geschoben und festgeklebt.

In den proximalen Kühlkörper wird ein Kunststoffteil zur mechanischen Aufnahme und elektrischen Isolation der Elektronik eingesetzt. Anschließend wird das optische Modul von hinten durch den proximalen Kühlkörper geschoben und im als Aufnahme dienenden Kühlkörper der LED so positioniert, dass der vordere Teil bündig mit dem Reflektor der LED abschließt und die Ausrichtung nach Augenmaß stimmt sowie anschließend mit Klebstoff fixiert.

Die empfindlichen Drähte des Fokusaktors werden gekürzt und mit etwas dickeren Kabeln verlötet, die den elektrischen Kontakt zu der Ansteuerung herstellen. Die Lötstelle wird mit Schrumpfschlauch isoliert. Für die ersten Labormuster wurde auf ein abnehmbares Kabel verzichtet. Stattdessen ist es fest mit dem Griff verbunden und hat eine Länge von über drei Metern. Es besitzt vier Adern, von denen zwei für den Antrieb genutzt werden und zwei zur Versorgung der LED dienen. Der Anschluss an die Ansteuerung erfolgt über einen neunpoligen RS-232-Stecker. Die äußere Ummantelung des Kabels wird in Schaft und Griff des Endoskops platzsparend entfernt.

Sind der Wärmeleitungsstrang und die Bildübertragungsstrecke miteinander verbunden, wird das innere Schaftrohr von distal aufgeschoben und mit einer Madenschraube am proximalen Kühlkörper gesichert. Beim Aufschieben ist darauf zu achten, dass die Kabel für die Versorgung der LED nicht beschädigt werden. Sie finden in dem Zwischen-

raum zwischen optischem Modul und LED-Kühlkörper Platz. Aufgrund der Abmessungen der Klemmelemente zur Verbindung der Heatpipes liegen diese etwa mittig im Rohrquerschnitt, während der Anschluss an den LED-Kühlkörper exzentrisch erfolgt. Die daraus resultierende leichte Biegung der Heatpipes beeinträchtigt die Funktion nicht.

Im Griff wird über der Elektronik eine Aluminiumhülse mit dem proximalen Kühlkörper verschraubt, siehe Abbildung 8-7. Das mehradrige Kabel für die Ansteuerung des Fokusaktors und die LED-Versorgung wird zugentlastet durch den Griffdeckel geführt. In diesen wird die Buchse für das Videosignal so eingeschraubt, das die rote Markierung im eingebauten Zustand nach oben zeigt. Den Kontakt zwischen dem Stecker und der Elektronik stellt eine flexible Platine her. Auf die richtige Ausrichtung ist zu achten, da die Steckverbindung nicht verpolungssicher ist und eine falsche Orientierung zur Beschädigung der Videoelektronik führen kann. Das Elektronikboard kann bei Bedarf über ein Federdruckstück zusätzlich arretiert werden. Dies erfolgte nur beim ersten der beiden Labormuster, beim zweiten konnte darauf verzichtet werden, da die Platine bereits ausreichend fest saß. Mit zwei Madenschrauben wird der Deckel an der Aluminiumhülse angeschraubt.

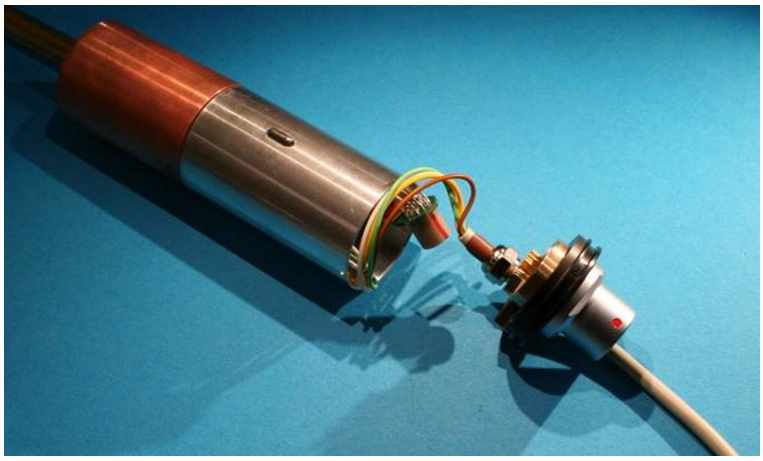


Abb. 8-7 Montage von Hülse und Kabeln

Über das optische Modul wird eine Kunststoffhülse bis an das innere Schaftrohr geschoben. Sie dient zur Fixierung eines Schaumröhrchens, welches das optische System gegenüber dem äußeren Schaft thermisch isoliert. Im ersten Labormuster konnte die Kunststoffhülse aufgrund einer zu dicken Isolation der Motordrähte an der Lötstelle nicht benutzt werden. Die innere Baugruppe ist damit vollständig montiert, siehe Abbildung 8-8, und sie kann in die äußere eingesetzt werden.

Abb. 8-8 Innere Baugruppe

Die äußere Baugruppe besteht aus dem Endoskopschaft, dem Endoskopgriff und verschiedenen Kleinteilen zur Befestigung und Abdichtung. Das distale Ende des Schafts ist mit einer Fassung mit zwei getrennten Frontgläsern für das Beleuchtungs- und das abbildende System versehen. Durch die Verwendung von separaten Schutzgläsern wird die sonst fast unvermeidlich auftretende Streulichteinkopplung infolge von Reflexionen an den Glasoberflächen in das abbildende System deutlich reduziert, wodurch der erhöhte Fertigungsaufwand gerechtfertigt ist.

Das andere Ende ist in eine Hülse zur Befestigung am Griff eingeklebt. Der Schaft mit der Hülse wird in den vorderen Teil des Griffs eingeschoben und mit einem Deckel festgeschraubt. Zur Dichtung dienen zwei Dichtringe und für die genaue Justage Passscheiben, siehe Abbildung 8-9. Diese können vor oder hinter der Hülse platziert werden. Die Anzahl bestimmt, wie weit der Deckel eingeschraubt werden kann. Ihre Verteilung ermöglicht, die aus dem Griff heraus stehende Schaftlänge an die Länge des Wärmeleitstranges anzupassen. Zur Anpassung der beiden Baugruppen werden Schaftrohr und Griff ohne Dichtringe verschraubt und die Anzahl der Passscheiben so gewählt, dass ein kleiner Spalt zwischen Deckel und Griff verbleibt. Dies stellt eine ausreichend angezogene Verschraubung zwischen Schaft und Griff sicher. Um eine Beschädigung der Optik beim ersten Einschieben durch Anschlagen gegen das Frontglas zu vermeiden, werden zunächst etwa drei Passscheiben mehr in der vorderen Position untergebracht als in der hinteren.

Die innere Baugruppe wird von hinten in die äußere eingeschoben. Hierbei ist darauf zu achten, dass das Schaumröhrchen um das optische System nicht beschädigt wird. Sowohl das Schaumröhrchen als auch das Schaftrohr sind mit Fasen versehen, welche die Zentrierung erleichtern. Die Aluminiumhülse über der Elektronik, siehe Abbildung 8-7 ist zur Verdrehsicherung mit einen Stift ausgeführt, der beim Einschieben in die zugehörige Nut im Griff greift. Die Festlegung erfolgt über eine Überwurfmutter, die Dichtung mit zwei Dichtringen. Nach diesem Arbeitsschritt kann der RS-232-Stecker an das Kabel gelötet werden.

Da das Endoskop über zwei getrennte Frontgläser für die Beleuchtung und das abbildende System verfügt, müssen die innere Baugruppe und der äußere Schaft mit der

Frontglasfassung zueinander so ausgerichtet sein, dass die Frontgläser jeweils koaxial zu den optischen Komponenten liegen. Ist dies nicht der Fall, kann der äußere Schaft gedreht werden, nachdem der Deckel, mit dem der Schaft mit dem Griff verschraubt ist, leicht gelöst wurde.

Abb. 8-9 Justage mit Hilfe von Passscheiben

Zwischen optischem System und Frontglas befindet sich ein kleiner Spalt, der absichtlich eingestellt wurde, um eine Beschädigung während des ersten Einschiebens zu vermeiden. Durch diesen Spalt kann Streulicht von der LED in das optische System eindringen und Bildstörungen verursachen. Der Spalt sollte so weit verringert werden, bis keine Reflexionen mehr sichtbar sind. Dazu wird der Deckel abgeschraubt und das äußere Schaftrohr teilweise abgezogen. Es sollte nicht vollständig entfernt werden, da ein erneutes Aufschieben die Gefahr einer Beschädigung der inneren Baugruppe erhöht. Um eine Passscheibe auf der proximalen Seite der Hülse zu entfernen, muss diese durchtrennt werden. Anschließend wird eine weitere Passscheibe auf der distalen Seite hinzugefügt, das Rohr wieder aufgeschoben und der Deckel verschraubt. Der Vorgang wird wiederholt, bis das Problem behoben ist.

Zum Abschluss der Montage werden die Dichtringe eingesetzt, einer zwischen Schaftrohr und Deckel und einer zwischen Deckel und Griff. Für den Dichtring zwischen Schaftrohr und Deckel ist eine Montagehilfe sinnvoll, da die Schutzglasfassung aus Platzgründen keine Montagefase besitzt. Der Dichtring zwischen Deckel und Griff kann problemlos eingesetzt werden.

8.2 Montage des Zoom-Endoskops

In der Abbildung 8-10 ist der Gesamtaufbau des optischen Moduls für das Zoom-Endoskop schematisch ohne CCD-Chip dargestellt.

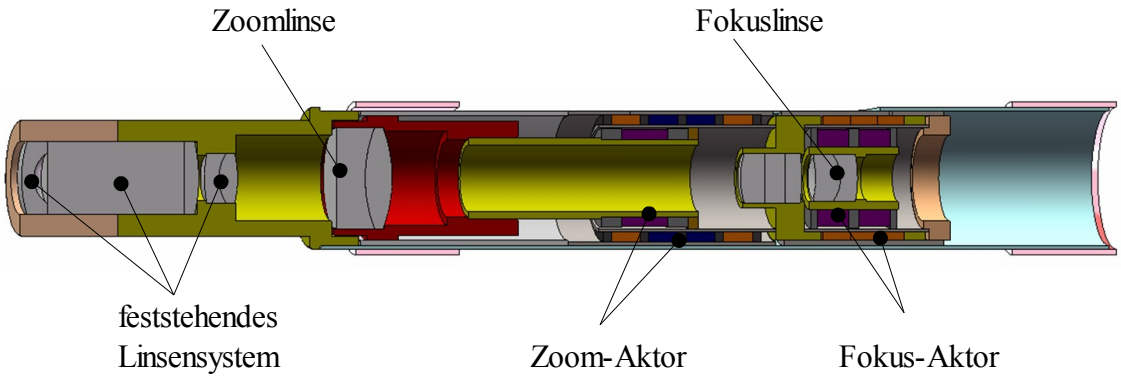


Abb. 8-10 Optisches Modul ohne CCD-Chip

Der Läufer des Fokusaktors besteht aus der Linsenfassung, zwei Permanentmagneten und drei Polschuhen, von denen die beiden äußeren auch als Gleitflächen dienen, siehe Abbildung 8-11. Die Magnete und Polschuhe werden auf die Linsenfassung aufgeschoben und verklebt. Zur Sicherstellung der richtigen axialen Position dient eine Justierplatte. Ist der Läufer montiert, können die beiden Gleitflächen und die Gleithülse des Stators zueinander passend poliert werden. Um eine Verschmutzung oder ein Zerkratzen des Fokus-Achromaten zu vermeiden, wird dieser erst anschließend durch Mitarbeiter des Firmenpartners eingesetzt.

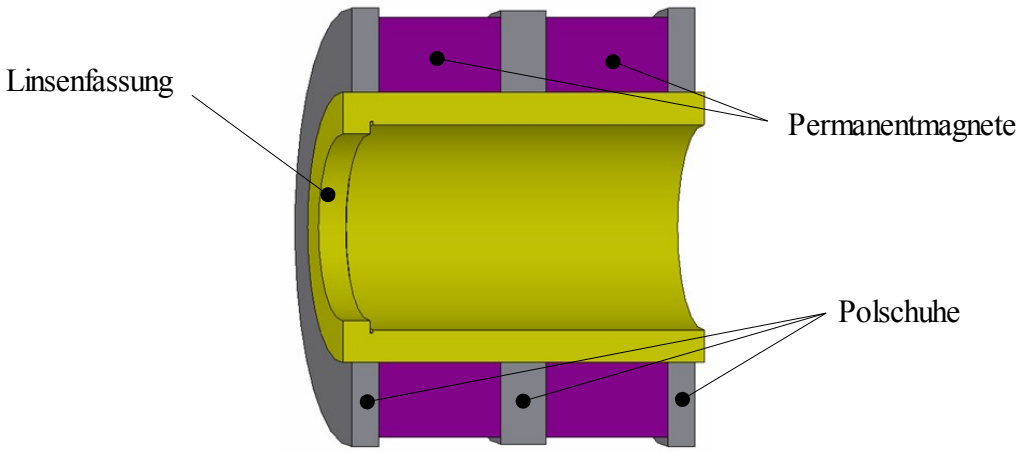


Abb. 8-11 Läufer des Fokusaktors

Der Stator des Aktors ist in der Abbildung 8-12 gezeigt. Auf die Gleithülse werden die drei Spulen des Antriebs mit Hilfe einer weiteren Justierplatte ausgerichtet und verklebt. Der Spulenanfang und das Spulenende liegen jeweils auf einer Seite. Die abgehenden Drähte sollten bei allen drei Spulen in die gleiche Richtung weisen. Weiterhin ist darauf

zu achten, dass alle Drähte in einer Achse liegen, damit sie ohne Beschädigung durch das geschlitzte Rückschlussrohr geführt werden können. Von links wird ein metallischer Ring und von rechts eine Fassung mit bereits eingekitteten feststehenden Linsen aufgeschoben. Beim Aufschieben des Rückschlussrohrs ist wiederum eine Beschädigung der dünnen Spulendrähte zu vermeiden. Mit dem Einsetzen des Läufers mit montiertem Achromat in die Gleithülse ist der Fokusaktor vollständig aufgebaut, siehe Abbildung 8-13.

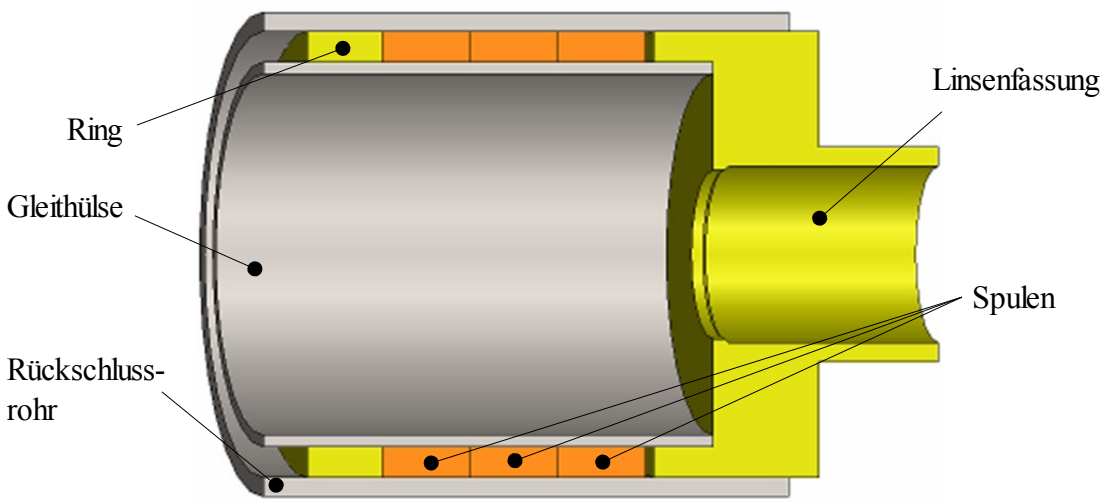


Abb. 8-12 Stator des Fokusaktors

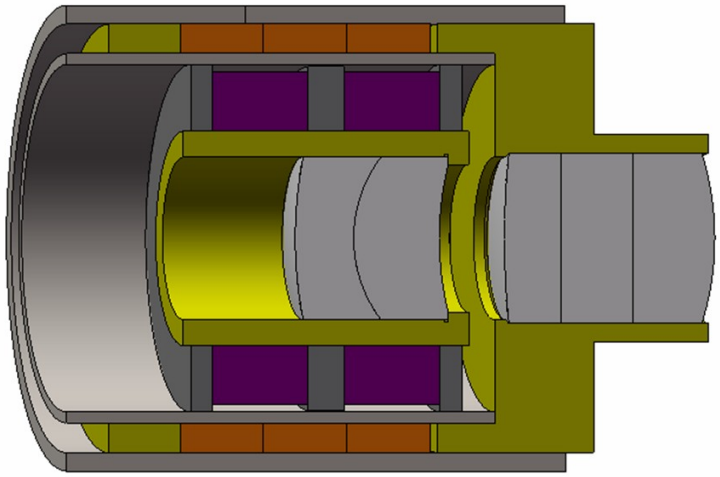


Abb. 8-13 Fokusaktor mit Läufer und Linsen-system

Der Läufer des Zoomaktors besteht aus zwei Hülsen, da die Linse weit aus dem Aktor selbst hinaus kragt. Auf die erste Hülse werden die beiden Polschuhe, der Permanentmagnet und der Gleitschuh bis an den Absatz aufgeschoben und verklebt. Anschließend werden der Gleitschuh und die Gleithülse des Stators zueinander passend poliert. Die

andere, als Linsenfassung dienende Hülse wird ebenfalls passend zu ihrer Gleithülse poliert, bevor der Zoom-Achromat eingekittet und die beiden Hülsen miteinander verklebt werden, siehe Abbildungen 8-14.

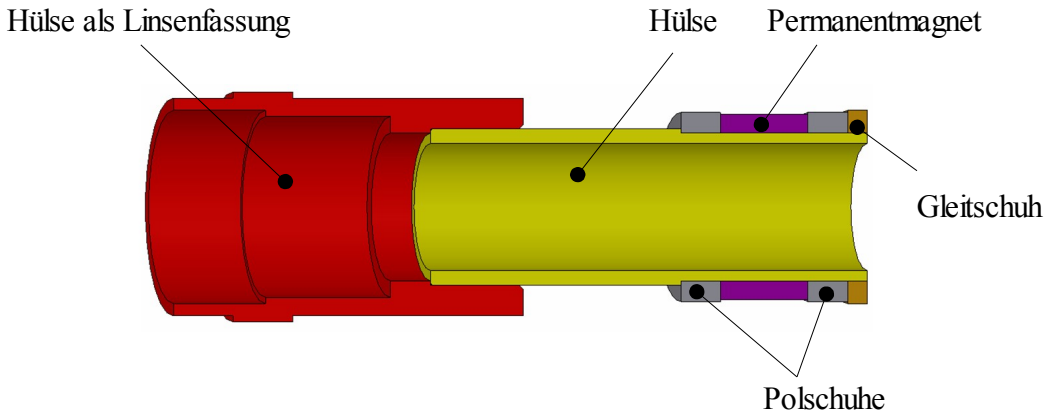


Abb. 8-14 Zoom-Läufer schematisch

Die Montage des Stators, siehe Abbildung 8-15, beginnt mit dem Aufschieben des mittleren von insgesamt fünf Polschuhen auf die Gleithülse. Hierfür kommt erneut eine Justageplatte zum Einsatz. Der Polschuh wird in der korrekten Lage verklebt. Beidseitig des Polschuhs werden zwei Abstandshülsen verklebt. Es folgen ebenfalls beidseitig zwei weitere Polschuhe und dann die beiden Spulen. Hierbei ist wiederum auf die richtige Ausrichtung der Drähte zu achten. Sie sollten auf der gleichen Seite und in einer Achse liegen. Die beiden letzten Polschuhe werden ebenfalls nach dem Aufschieben verklebt. Mit dem Aufschieben des geschlitzten Rückschlussrohrs ist der Stator fertig. Die Abbildung 8-16 zeigt die Einzelkomponenten des Aktors im Größenvergleich zu einem Streichholz.

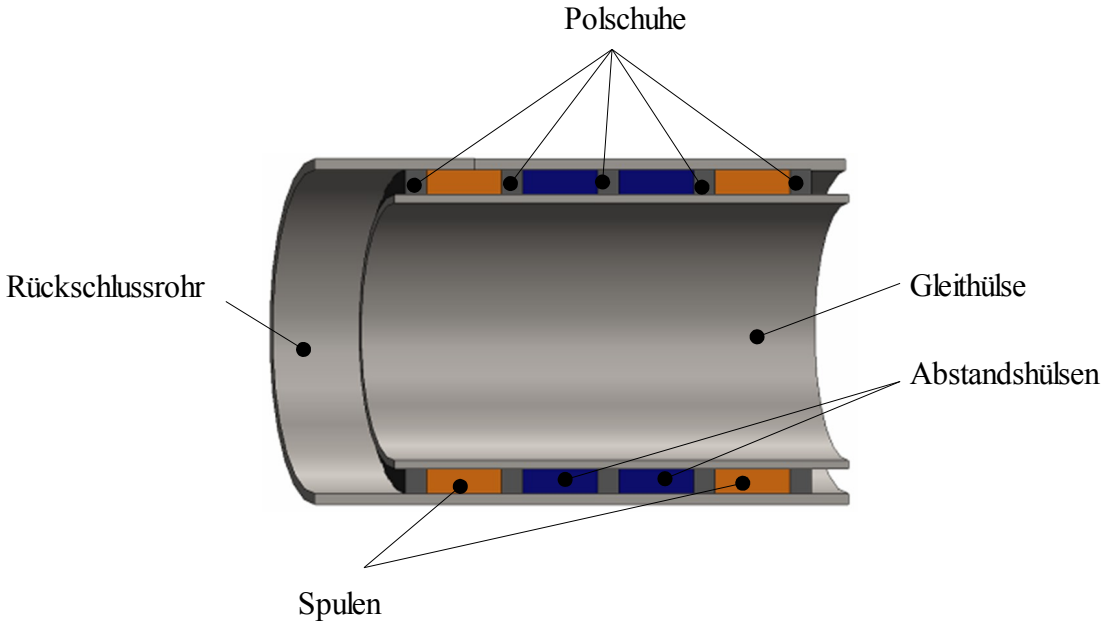


Abb. 8-15 Stator für den Zoomaktor

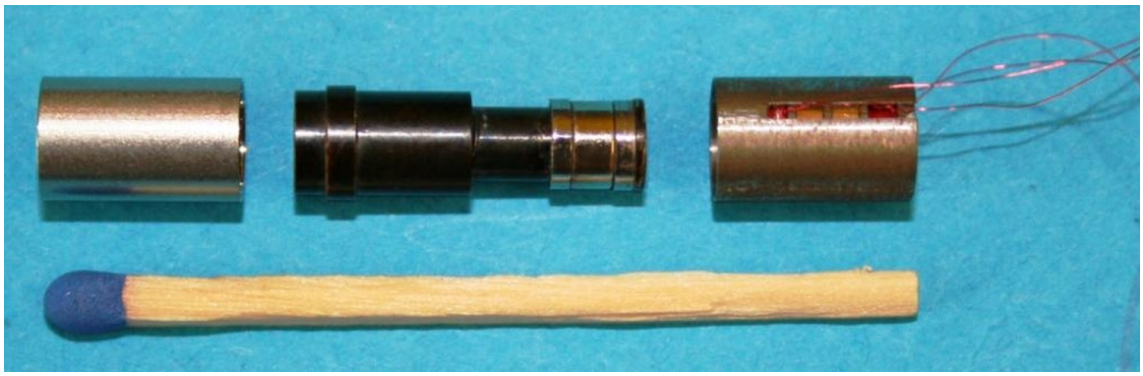


Abb. 8-16 Einzelteile des Zoomaktors, Gleithülse, Läufer und Stator

Um ein funktionsfähiges Gesamtsystem zu erhalten, werden die einzelnen Komponenten in ein Hüllrohr eingebaut. Als erstes wird hierfür der Fokus-Aktor mit einer Montagehilfe in dem Hüllrohr positioniert. Die insgesamt sechs Spulendrähte werden durch eine Nut in dem Hüllrohr nach außen geführt, siehe Abbildung 8-17. Das Verkleben des Stators in dem Hüllrohr erfolgt ebenfalls durch diese Nut. Der Zoom-Aktor wird anschließend von links in das Hüllrohr geschoben. Als Anschlag für den Stator dient hierbei der zuvor eingesetzte Fokus-Aktor. Auch dessen Spulendrähte werden durch die Nut nach außen geführt. Für die Führung der Linsenfassung wird die entsprechende Gleithülse eingesetzt und mit dem Stator im Hüllrohr verklebt. Anschließend wird das vorde-

re, feststehende Linsensystem montiert, in dem die Fassung bis zum Anschlag eingeschoben und ebenfalls verklebt wird. Um ein Aufspreizen des geschlitzten Hüllrohrs zu vermeiden, werden außen zwei Zentrierringe aufgeschoben, welche den Außendurchmesser des Gesamtsystems auf 7,15 mm festlegen.

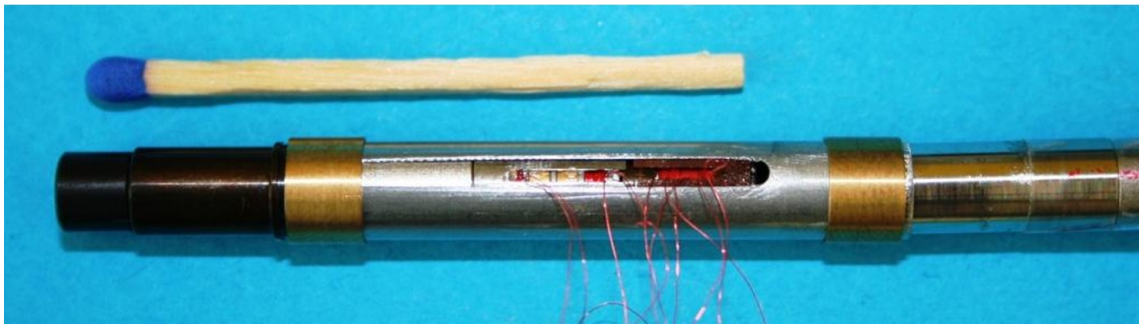


Abb. 8-17 Optikbaugruppe mit Zoom- und Fokusfunktion

Als letztes Bauteil wird der CCD-Chip eingesetzt. Die Positionierung erfolgt unter Kontrolle des aufgenommen Bilds, wobei darauf zu achten ist, dass in allen Zoompositionen die vorgegebenen Objektabstände scharf abgebildet werden können. Eine falsche Chip-Position kann zum Teil durch entsprechendes Nachfokussieren kompensiert werden. Wenn sich das Objekt sehr dicht vor dem Endoskop oder sehr weit entfernt befindet, kann dies eventuell aufgrund des begrenzten Stellwegs nicht vollständig möglich sein. Zu große Abweichungen von der Sollposition führen generell zu Aberrationen, die durch Nachfokussieren nicht behebbar sind.

9 Zusammenfassung und Ausblick

Im Rahmen des Projekts Endomed wurden zwei neuartige Laparoskope entwickelt, als Labormuster aufgebaut und getestet. Bei beiden handelt es sich um Chip-on-the-Tip-Endoskope, die gegenüber den derzeit am Markt befindlichen Endoskopen eine Reihe von Innovationen aufweisen und damit Alleinstellungsmerkmale besitzen.

Bei dem ersten Aufbau, dem so genannten LED-Endoskop, stand der Verzicht auf das von den Chirurgen als sehr hinderlich empfundene Lichtleitkabel sowie die Kostenreduktion im Vordergrund. Das Licht wird bei diesem Ansatz nicht von einer externen Kaltlichtquelle unter hohen Verlusten zum und durch das Endoskop geleitet, sondern direkt an dessen Spitze von einer LED erzeugt. Da bei dieser Anordnung weder Einkopplungs- noch Leitungsverluste auftreten, ist die notwendige Lichtleistung der LED wesentlich geringer als die einer Halogen- oder Xenonlampe einer externen Quelle. Zusammen mit der hohen Lichtausbeute moderner Pseudo-White-LEDs sinkt die entstehende Verlustleistung auf ein bis zwei Watt, welche sich von der Endoskopspitze abführen lässt. Hierfür reicht jedoch die Wärmeleitung über den Schaft nicht aus, um die Endoskopspitze im zulässigen Temperaturbereich unter 41°C zu halten. Dies ist wohl auch der wichtigste Grund, warum bisher nur technische, jedoch keine medizinischen Endoskope mit derartiger Beleuchtung bekannt sind. Verschiedene Patente zur Reduzierung der Abwärme erweisen sich bei näherer Betrachtung als untauglich und können daher das Problem nicht lösen.

In dem hier entwickelten Endoskop wurde eine Wärmeleitung mittels Heatpipes in den Griff vorgesehen, welcher aufgrund seiner großen Oberfläche gut als Kühlkörper geeignet ist. Die verwendete LED liefert einen Lichtstrom von 74,6 Lumen. Zusammen mit dem lichtstarken Objektiv ergibt sich ein ausreichend helles Bild. Ein lichtstarkes optisches System bedingt eine große Blendenöffnung, wodurch die Tiefenschärfe eingeschränkt ist. Um das Endoskop dennoch in allen typischen Szenarien einsetzen zu können, verfügt es über eine Scharfstellung auf unterschiedliche Objektabstände, welche mittels motorisch bewegter Linse realisiert ist. Als Aktor kommt ein bistabiler elektromagnetischer Lineardirektantrieb zum Einsatz, welcher sich insbesondere durch seine hohe Geschwindigkeit und kompakte Bauweise auszeichnet. Durch die bistabile Ausführung benötigt er keinen Haltestrom und erzeugt nur während des sehr kurzen Schaltvorgangs für 10 ms Verlustwärme, so dass er nicht zu einer Erwärmung der Endoskopspitze beiträgt.

Das zweite Endoskop nutzt ein konventionelles Beleuchtungssystem mit Lichtleitfasern im Schaft und Lichtleitkabel zu einer externen Kaltlichtquelle, verfügt aber als Chip-on-the-Tip-Endoskop über ein Objektiv mit Funktionen, die bisher externen Kameralösungen vorbehalten waren. Aufgrund fehlender beweglicher Linse verfügen derzeitige Chip-on-the-Tip-Endoskope weder über eine Scharfstellung des Bilds (Fokus), noch können sie eine Änderung des Bildfeldwinkels herbeiführen (optischer Zoom). Beides ist nur bei Endoskopen mit extern an das Okular anzubringender Kamera zu finden. Bei dem hier vorgestellten, als Zoom-Fokus-Endoskop bezeichneten System, sind zwei bewegliche Linsengruppen für Fokus- und Zoomfunktion an der Endoskopsitze untergebracht, die ebenfalls über Lineardirektantriebe verfahren werden. Es überwindet damit maßgebliche Nachteile von Chip-on-the-Tip Endoskopen und lässt sie funktionell zu den Lösungen mit externer Kamera aufschließen.

Von jedem Endoskop wurden zwei Labormuster aufgebaut, getestet und an den Industriepartner übergeben. In den Tests haben die Labormuster sämtliche an sie gestellten Anforderungen erfüllt und gezeigt, dass die gewählten Konzepte und eingesetzten Komponenten geeignet sind, die vorgesehenen Funktionen zu erfüllen.

Die wichtigste Eigenschaft eines Endoskops ist die Bildqualität, welche von verschiedenen Teilaspekten beeinflusst wird. Die beiden Systeme liefern eine sehr gute, mit den besten am Markt befindlichen Chip-on-the-Tip-Endoskopen vergleichbare Bildschärfe. Das LED-Endoskop zeigt jedoch durch die LED-Beleuchtung eine leicht verfälschte Farbwiedergabe gegenüber Lösungen mit externer Kaltlichtquelle und einige Probleme mit Streulicht.

Grundsätzlich ist die Chip-on-the-Tip-Technik anfälliger für Streulicht als die klassische Stablinsen-Variante. Da bei dem entwickelten System Optik und Beleuchtung direkt benachbart liegen, kann ein Teil des abgestrahlten Lichts durch kleine Spalte oder teiltransparente Kunststoffteile in die Optik einkoppeln. Da es sich bei dem Endoskop um den ersten Aufbau dieser Art handelt, waren manche Schwierigkeiten nicht von vornherein abzusehen. Das Streulicht äußert sich zum einen in etwas flau wirkenden Farben, zum anderen in schlierenhaft helleren Bereichen des Bilds.

Um eine zügige Fertigung und Montage der Aufbauten zu ermöglichen, wurden diese zwar so gestaltet, dass sie eine spätere Überführung in ein Produkt erlauben, jedoch war es wichtig, die Konstruktion an verschiedenen Stellen zu vereinfachen. So sind die Labormuster beispielsweise nicht autoklavierbar, da die Verbindungen zwischen Schaft, Griff und Kabeldurchführung nicht dampfdicht ausgeführt sind. Trotzdem wurde sicher-

gestellt, dass jede eingesetzte Komponente die Temperatur beim Autoklavieren ohne Beeinträchtigung übersteht oder dass die Endoskopspitze die zulässige Temperatur einhält. Dazu wurden entweder Bauteile, wie CCD-Chip und Elektronik verwendet, die auch bei dem Industriepartner eingesetzt werden oder eigene Testreihen durchgeführt, zum Beispiel bei der LED.

Festzuhalten bleibt, dass es erstmalig gelungen, ist ein Laparoskop zu bauen, welches ohne Lichtleitkabel auskommt und sämtliche Anforderungen an Bildqualität, Ergonomie und Sicherheit einhalten kann. Die noch vorliegenden Einschränkungen sind nicht von prinzipieller Art, sondern in weiten Teilen der schnellen Fertigung zuzuschreiben und durch weitere Optimierung lösbar.

In dem Nachfolgeprojekt LIVE werden in Absprache mit dem Industriepartner weitere Verbesserungen erarbeitet und eine produktnähere Umsetzung angestrebt. Die Tests haben gezeigt, dass die Helligkeit der eingesetzten LED zwar ausreichend ist, eine Steigerung der Beleuchtungsstärke oder der Lichtempfindlichkeit aber Vorteile verspricht, insbesondere um auch bei großen Abständen eine mit externen Kaltlichtquellen vergleichbare Bildhelligkeit zu erzielen. Während der Projektlaufzeit sind einige neue LEDs am Markt erschienen, von denen insbesondere die OSLON SSL von Osram interessant ist. Sie besitzt einen Öffnungswinkel von 80° und einen mit mit dem der bisherigen LED vergleichbaren Lichtstrom, der damit aber besser auf das auszuleuchtende Areal konzentriert ist. Darüber hinaus könnten zwei dieser LEDs eingesetzt werden, wobei jede mit geringerem Strom betrieben wird und sich die Lichtausbeute pro Watt erhöht. Die höhere Lichtempfindlichkeit soll durch einen größeren und lichtempfindlicheren CCD-Chip sowie gegebenenfalls durch eine Vergrößerung der Blende erzielt werden. Zwei weitere Punkte sind die Beseitigung des Streulichts durch bessere Trennung von Beleuchtungs- und abbildendem System sowie die Berücksichtigung der Normen zur elektrischen Sicherheit für medizinische Endoskope.

Mittelfristig ergibt sich die Möglichkeit, ein komplett kabelloses und damit wesentlich ergonomischeres Endoskop zu bauen. Durch die geringere Leistungsaufnahme, insbesondere der LED-Beleuchtung, kann die Stromversorgung prinzipiell durch ein speicherndes Element erfolgen. Mittlerweile stehen auch Funktechniken mit genügend hoher Bandbreite zur Verfügung, um die Bilder in Echtzeit an den Monitor zu übertragen, bis hin zu voller HD-Auflösung. Derzeit sind Chip-on-the-Tip-Endoskope noch auf die Standardauflösungen von PAL oder NTSC beschränkt, da keine ausreichend kleinen HD-Bildaufnehmer zur Integration in den Schaft verfügbar sind. Dies wird sich jedoch

voraussichtlich in absehbarer Zeit ändern, so dass auch der letzte Nachteil dieser Technik gegenüber Stablinsenendoskopen mit externer Kamera behoben werden kann.

10 Begriffserklärung

3-Chip-Kamera: Aufbauprinzip für Farbkameras, bei dem die Farbtrennung nicht durch ein Filtermosaik auf dem Kamerachip erfolgt, sondern durch Zerlegung des Lichts in drei Farben und Weiterleitung jedes Teilstrahlengangs auf einen separaten Schwarz-Weiß Kamerachip. Durch diese Anordnung steht für jedes Pixel die volle Farbinformation zur Verfügung, während bei den mit Farbfiltern arbeitenden 1-Chip-Lösungen nur eine Farbe pro Pixel erfasst wird und das resultierende Bild durch Interpolation entsteht.

Aberrationen: Geometrische Abbildungsfehler aufgrund der Nichtlinearität von Brechungsgesetz und Kleinwinkelnäherung, beziehungsweise Wellenlängenabhängigkeit des Brechungsindexes bei der chromatischen Aberration.

Airy-Scheibchen: Durchmesser des ersten Beugungsminimums. Da innerhalb dieses Bereichs fast die gesamte transportierte Leistung enthalten ist, kann der Airy-Durchmesser als bestmögliche Abbildung eines idealen Punktes angesehen werden.

Autofokus: System, welches die Fokussierung auf den aktuellen Objektabstand mit dem Ziel einer scharfen Abbildung automatisch vornimmt, entweder durch Messung des Abstands oder mittels Bildauswertung und anschließender Einstellung von Linsen oder Linsengruppen.

Bildfeldwinkel: Öffnungswinkel des Sichtkegels eines optischen Systems.

Blendenzahl: Maßzah,l welche die Lichtstärke eines optischen Systems beschreibt, definiert als Brennweite geteilt durch Durchmesser der Eintrittspupille. Je kleiner die Blendenzahl, desto lichtstärker ist das Objektiv, wobei der Zusammenhang quadratisch ist.

Blende: Mechanisches Bauteil, welches den Lichtstrom begrenzt, meist kreisförmig ausgeführt. Zur Anpassung an wechselnde Lichtstärken lässt sich der Durchmesser bei Irisblenden durch Verstellen von Lamellen anpassen.

Beugungsbegrenzt: System, dessen Abbildungsgenauigkeit nicht durch Aberrationen, sondern durch die Beugung limitiert ist.
CCD: Charged Coupled Device, elektronischer Bildaufnehmer, bei dem die Bildinformation mit Hilfe eines Ladungs-Spannungs-Wandlers umgesetzt wird.

Chip-on-the-Tip-Endoskop: Endoskop, bei dem der Kamerachip direkt hinter dem Objektiv am distalen Ende platziert ist. Dadurch entfällt die Bildweiterleitung mittels Stablinsen oder Glasfasern zu einer externen Kamera.

CMOS: Complementary Metal Oxide Semiconductor, Bezeichnung für die derzeit am weitesten verbreitete Technik zur Herstellung von Halbleitern. Kann auch zur Herstellung von Bildaufnehmern eingesetzt werden. CMOS-Bildaufnehmer erreichen hohe Bildraten, sind kostengünstig zu fertigen und bieten die Möglichkeit, zusätzliche Logikbausteine und Prozessoren auf dem gleichen Chip unterzubringen. Wegen der Auslesung jedes einzelnen Sensorelements durch einen eigenen Wandler können Probleme bei der Uniformität des Bilds auftreten. Lange zeigte diese Technik ein stärkeres Rauschen als CCD-Chips. Mittlerweile konnte die Bildqualität soweit gesteigert werden, dass CMOS-Bildaufnehmer zunehmend auch in hochwertigen Produkten eingesetzt werden.

Curie-Temperatur: Temperatur oberhalb der ein Permanentmagnet irreversibel entmagnetisiert oder ein ferroelektrischer Werkstoff depolarisiert.

Drape: Steriler Kunststoff-Einmalüberzug, um ein Medizinprodukt vor Kontamination zu schützen oder dessen Sterilität zu bewahren oder herzustellen.

ESF: Abkürzung für Edge Spread Function, Kantenbildfunktion, gibt den Intensitätsverlauf an, der sich bei der Abbildung einer idealen Kante mit dem betrachteten optischen System ergibt. Durch Beugung und Abbildungsfehler weicht die Kantenbildfunktion stets von der Intensitätsverteilung des Objekts ab. Sie wird häufig zur Bewertung der Abbildungsqualität eingesetzt, um anschließend rechnerisch die Linienbildfunktion zu generieren, aus welcher schließlich die Modulationsübertragungsfunktion berechnet werden kann.

Farbtemperatur: Temperatur die ein schwarzer Körper besitzen müsste, um den gleichen Farbeindruck der betrachteten Lichtquelle hervorzurufen.

Fixfokus-Optik: Optisches System, das kein Fokussieren erlaubt. Das System erfüllt für genau einen Objektabstand die Abbildungsgleichung, wobei das Bild bestmöglich scharf ist. Bei Abweichungen von diesem nominellen Objektabstand entsteht in einem gewissen Rahmen durch die Tiefenschärfe des abbildenden Systems noch ein ausreichend scharfes Bild. Objekte außerhalb des Tiefenschärfebereichs werden unscharf abgebildet.

Flüssiglinse: Linse aus einer elektrisch leitfähigen und einer nicht leitfähigen Flüssigkeit. Durch Anlegen eines elektrischen Felds verformt sich die Grenzschicht der beiden Flüssigkeiten, wodurch sich die Brennweite ändert.

Fokussieren: Scharfstellung des Bilds auf die aktuelle Objektentfernung durch Verschiebung mindestens eines optischen Elements oder seltener, des Bildaufnehmers, so dass die Abbildungsgleichung erfüllt wird.

Fourier-Transformation: Integraltransformation, in der Technik häufig eingesetzt, um ein Signal in seine Frequenz- oder Ortsfrequenzanteile zu zerlegen.

Grenzfrequenz: Frequenz, bzw. Ortsfrequenz bis zu welcher ein System ein Eingangssignal nahezu unabgeschwächt zum Ausgang überträgt. In der Mechanik und Elektronik wird typisch ein Abfall des normierten Ausgangssignals auf -3 dB als Grenzfrequenz bezeichnet. In der Optik wird häufig ein Kontrastabfall auf 10 % oder 20 % benutzt.

HD: High Definition, Begriff für Videoübertragung mit höherer Auflösung als die Normen PAL oder NTSC. Gebräuchlich ist ein Bildformat von 16 : 9 mit 1.280 mal 720 oder 1.920 mal 1.080 Bildpunkten. Für den medizinischen Bereich wurde speziell ein medical HD mit 1.280 mal 1.024 eingeführt, welches ein annähernd quadratisches Bild liefert, Produkte, die dieses Format nutzen, werden aber nur von wenigen Herstellern angeboten.

Heatpipe: Rohrförmiges Bauteil zur Wärmeabfuhr durch Verdampfung und Konvektion

ohne Pumpe. Das im Inneren befindliche Arbeitsmedium verdampft an der zu kühlenden Seite und strömt als Dampf an das andere Ende des Rohrs, wo es aufgrund der dort geringeren Temperatur kondensiert. Die Flüssigkeit wird durch Kapillarstrukturen zurück transportiert, so dass der Kreislauf weitgehend schwerkraftunabhängig funktioniert. Die Wärmeleitfähigkeit liegt um etwa drei Größenordnungen höher als bei einem massiven Kupferstab gleicher Abmessungen.

Hill-climbing-Algorithmus: Algorithmus zur Maximumsuche nach dem Gradientenverfahren.

JPEG: Standard zur verlustbehafteten Kompression von Standbildern.

Kaltlichtquelle: Mit Infrarotfilter versehene Lichtquelle, wodurch der Lichtstrom nur zu einer sehr geringen Erwärmung führt. Als Lichtquellen dienen meist Halogen- oder Xenonlampen.

Kulisse: Rotatorisch bewegliche Hülse mit geschlitzten Bahnen, wodurch eine Drehbewegung in eine Linearbewegung der darin gelagerten Linsen umgesetzt wird. Standardverfahren, um Zoom- und Fokuslinsen zu bewegen.

Laparoskopie: Endoskopische Inspektion des Bauchraums.

LED: Leuchtdiode (light emitting diode), Halbleiter-Lichtquelle im nahen Infrarot, Sichtbaren oder Ultravioletten, ursprünglich als einfarbige Signalleuchten benutzt, mittlerweile durch den gestiegenen Lichtstrom und den hohen Wirkungsgrad auch in Kombination als weiße Lichtquelle für Beleuchtungszwecke vermehrt eingesetzt.

Lichtwellenleiter: Aus Glas oder Kunststoff gefertigtes Bauteil, um Licht zu führen. Basiert auf Totalreflexion zwischen Kern- und Mantelglas.

LSF: Abkürzung für Line Spread Function, Linienbildfunktion, gibt den Intensitätsverlauf an, der sich bei der Abbildung einer idealen unendlich dünnen Linie ergeben würde. Da dies messtechnisch nicht umgesetzt werden kann, wird die Funktion normalerweise aus der Kantenbildfunktion gewonnen und dient ihrerseits zur Berechnung der

Modulationsübertragungsfunktion.

Moirée-Muster: Muster, welches durch Überlagerung zweier regelmäßiger Strukturen entsteht. Tritt bei elektronisch erfassten Bildern auf wenn das Abtasttheorem verletzt ist und sich feine wiederkehrende Objektstrukturen mit dem Raster des Bildaufnehmers überlagern. Kann durch eine auf den Bildaufnehmer angepasste Tiefpasswirkung des Linsensystems vermieden werden.

Monte-Carlo-Analyse: Verfahren, das mit Hilfe von vielen Zufallsexperimenten statistische Aussagen über das Verhalten eines Systems erlaubt. In der Optik wird es eingesetzt, um die Toleranzanalyse durchzuführen. Alle tolerierten Größen werden zufällig mit einer vorgegebenen Wahrscheinlichkeitsverteilung variiert. Durch Bahnverfolgung vieler Lichtstrahlen (Raytracing) lässt sich jeweils die Abbildungsqualität bestimmen. Einer große Anzahl von Durchläufen liefert die Varianz der Abbildungsqualität der mit Toleranzen gefertigten Optiken.

MOPP: Means of Patient Protection, Begriff aus der Norm EN 60601, Maßnahme zum Schutz des Patienten vor einem elektrischen Schlag.

MTF: Abkürzung für Modulationsübertragungsfunktion, Darstellung des normierten Bildkontrasts über der Ortsfrequenz. Es ist das Diagramm mit der besten Aussagekraft über die Abbildungsleistung eines optischen Systems, erfordert jedoch hohen Rechenaufwand und damit Rechenzeit, weswegen es eher zur endgültigen Beurteilung der Qualität eines optischen Systems und weniger als Optimierungsziel geeignet ist.

Nomineller Objektabstand: Abbildende Systeme ohne bewegliche Linsengruppe können nur Objekte in einem festen Abstand mit voller Qualität abbilden. Diesen bezeichnet man als nominellen Objektabstand. Abweichungen von diesem sind im Bereich der Tiefenschärfe möglich, darüber hinaus äußern sie sich in einer unscharfen Abbildung. Optiken mit diskreten Fokuspositionen besitzen mehrere nominelle Objektabstände, deren Tiefenschärfebereiche sich überlappen sollten, um einen durchgängigen Arbeitsbereich zu ermöglichen.

Ortsfrequenz: Maß zur Beschreibung der örtlichen Oszillationsfrequenz, typisch aus-

gedrückt in Linienpaaren pro Millimeter.

Peltier-Element: Halbleiterbauelement dessen eine Seite sich bei Stromdurchfluss erwärmt, während sich die andere abkühlt. Sie werden dort eingesetzt, wo auf kleinem Raum oder ohne bewegliche mechanische Teile ein Wärmetransport erzielt werden soll, erreichen jedoch nur einen geringen Wirkungsgrad.

Phasenfläche: Begriff aus der Elektronenoptik und Optik zur Beschreibung des Strahlenverlaufs. Berechnet sich aus dem Produkt von Strahldurchmesser und Divergenzwinkel. Soll die Intensität erhalten bleiben, ist die Phasenfläche eine Konstante. Sie kann zwar geformt, aber nicht verkleinert werden. Eine Verkleinerung ist nur unter Verlust eines Teils der Intensität möglich.

Photolumineszenz: Die optische Anregung eines Materials durch Absorption von Photonen führt zur Aussendung von Licht. Meist ist die anregende Strahlung kurzwelliger als das emittierte Licht. Zeigt sich ein Nachleuchten, heißt der Effekt Phosphoreszenz, ansonsten Fluoreszenz.

Pixel: Kleinste Bildeinheit eines Bildaufnehmers oder Anzeigegeräts, liefert einen einzelnen Punkt des Bilds. Es besteht bei Farbbildschirmen aus drei Subpixeln für die drei Grundfarben.

Polardiagramm: Graphische Darstellung der abgestrahlten Intensität einer Lichtquelle über dem Winkel zur Beschreibung der Abstrahlcharakteristik.

Pupille: Abbildung der Blende. Als Eintrittspupille wird das Bild der Blende bei Betrachtung des optischen Systems von der Objektseite aus bezeichnet, als Austrittspupille das Bild bei Betrachtung von der Bildseite.

Schwarzer Körper: Idealisierter Körper, der sämtliche auftreffende Strahlung absorbiert und Strahlung entsprechend seiner Temperatur aussendet. Er wird in der Praxis durch einen geschwärzten Hohlkörper mit kleiner Öffnung angenähert.

SFR: Abkürzung für Spatial Frequency Response, vergleichbar mit der MTF, jedoch

wird bei der SFR die Ortsfrequenz auf den Pixelabstand des Bildaufnehmers bezogen und nicht auf eine Längeneinheit. Bei Kenntnis des Bildaufnehmers ist eine Umrechnung in die MTF möglich.

Spotdiagramm: Zur Beurteilung der Qualität eines abbildenden optischen Systems wird der Verlauf der von einem Objektpunkt ausgehenden Strahlen berechnet. Im Spotdiagramm werden die Auftreffpunkte der Strahlen in der Bildebene in einem x-y-Diagramm dargestellt. Das hierbei entstehende Muster wird kurz als Spot bezeichnet. Je kleiner dieser ist, desto besser ist die Abbildungsqualität. Statt der maximalen Ausdehnung, dem geometrischen Durchmesser, wird meist das quadratische Mittel (englisch: root mean square, kurz rms) des Durchmessers verwendet. Die Form des Spots ermöglicht Rückschlüsse auf die auftretenden Fehler, auch wenn hierfür andere Diagramme wie der ray intercept plot oder der optische Gangunterschied besser geeignet sind. Eine detaillierte Beschreibung der Diagramme zur Bewertung der Bildqualität erfolgt in [16]. Die Berechnung der Strahlenverläufe beruht auf der geometrischen Optik und berücksichtigt somit keine Beugungseffekte. Zum Vergleich der Spotgröße mit der Beugungsgrenze wird häufig ebenfalls der Airy-Durchmesser angegeben und eingezeichnet. Das Spotdiagramm ist zur Beurteilung des optischen Systems sowie für dessen Optimierung geeignet. Es erlaubt nicht ganz so präzise Aussagen wie die Modulationsübertragungsfunktion, kann aber deutlich schneller berechnet werden und ergibt somit einen guten Kompromiss aus Rechenzeit und Aussagekraft.

Stablinsensystem: Linsenanordnung zur Bildweiterleitung durch den Endoskopschaft, aufgebaut aus Linsen mit sehr großer Mittendicke und kleinen Luftzwischenräumen. Wurde von Harold Hopkins entwickelt und wird seit Auslaufen des Patents von der Firma Storz nach seinem Erfinder unter dem geschützten Namen Hopkins-Optik verkauft.

Sterilisation, speziell in der Medizintechnik: Abtötung bzw. Inaktivierung aller Mikroorganismen in oder auf einem Medizinprodukt. Am häufigsten werden hierfür Autoklavieren (heißer Dampf unter Druck von 2 bar, Temperatur 134°C für mindestens 5 Minuten), Äthylenoxid oder γ-Bestrahlung eingesetzt.

Testchart: Mit standardisierten Prüfmustern oder Farben in hoher Qualität bedrucktes Objekt zur Ermittlung der Abbildungsqualität oder Farbwiedergabe eines optischen Sys-

tems. Ein häufig eingesetztes Prüfmuster ist in der Norm ISO 12233 beschrieben.

Textur: Beschreibung zweidimensionaler Oberflächenerscheinungen, z.B. Bedruckung. Der Begriff wird insbesondere in der Computergrafik eingesetzt, wo als Texturen Bilder bezeichnet werden, die auf dreidimensionale Objekte gelegt werden, um diesen ein realistisches Aussehen zu geben.

Tiefenschärfe: Bereich, in dem das Objekt aus dem nominellen Objektabstand verschoben werden kann, ohne dass eine signifikante Verschlechterung der Bildschärfe auftritt.

Verzeichnung: Geometriefehler in der Abbildung aufgrund eines sich über der Bildhöhe ändernden Abbildungsmaßstabs. Nimmt der Abbildungsmaßstab zum Rand hin zu, spricht man von einer kissenförmigen, bei einer Abnahme von tonnenförmiger Verzeichnung.

Weißabgleich: Einstellung der Kamera auf die Farbtemperatur der Beleuchtung, um Bilder mit natürlichen Farben aufzunehmen.

ZEMAX: Software zur Optikberechnung und -optimierung. Sie nutzt zur Berechnung des Strahlenverlaufs die Strahlverfolgung (englisch: raytracing), wobei an jeder Grenzfläche die Brechung exakt eingeht.

Zoom: Änderung des Bildauschnitts und des Abbildungsmaßstabs, entweder durch Variation der Brennweite im Fall eines optischen Zooms oder durch Bildverarbeitung bei einem digitalen Zoom.

Zoom, digitaler: Hierunter wird eine Vergrößerung eines Bildausschnitts verstanden. Aus einem mit kleiner Brennweite und großem Feldwinkel aufgenommenen Bild wird ein Ausschnitt vergrößert. Dies entspricht einer Aufnahme mit großer Brennweite. Die Auflösung (Anzahl der Pixel) ist jedoch auf das Ausgangsbild beschränkt, so dass feine Details, im Gegensatz zu einem optischen Zoom, verloren gehen können.

Zoom, optischer: Bei einem optischen Zoom kann die Brennweite des Objektivs geändert werden, die Bildfläche bleibt konstant, da diese durch den Bildaufnehmer vorgege-

ben ist. Hierdurch ändert sich der objektseitige Feldwinkel 2w und damit der Abbildungsmaßstab. Bei kurzer Brennweite ergibt sich ein großer Feldwinkel, wodurch ein großer Objektraum im Bild dargestellt wird. Die einzelnen Objekte werden hierdurch jeweils klein abgebildet. Bei großer Brennweite ist der Feldwinkel klein, entsprechend wird nur ein kleiner Objektraum erfasst, die darin befindlichen Objekte jedoch groß abgebildet.

Zoom, parfokaler: Spezielle Ausführungsform eines Zoomobjektivs, bei dem kein Nachfokussieren beim Zoomen erforderlich ist, da die Änderung der Brennweite durch eine angepasste Verschiebung der Hauptebenen kompensiert ist, so dass immer ein scharfes Bild entsteht.

11 Literaturverzeichnis

[1] Kramer, A., Daeschlein, G. et al, Hygiene, 2. Auflage, Elsevier Urban & Fischer Verlag, München, 2005

[2] http://www.richard-wolf.org/docs/hde5509nl.pdf, vom 28.4.2009

[3] Storz Produktkatalog, Teil Laparoskopie, 6. Ausgabe, 1 / 2009

[4] Storz Produktkatalog, Teil Zahn-, Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie, 2. Ausgabe 1 / 2007

[5] Gross, H., Handbook of Optical Systems, Band 1, Fundamentals of Technical Optics, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co KGaA, Weinheim, 2005

[6] http://de.wikipedia.org, vom 25.03.2010

[7] Brüggemann, D., Untersuchungen zur Eignung von Leuchtdioden als lokale Lichtquelle für Endoskope, Diplomarbeit am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin, 2008

[8] Goldstein, H., Klassische Mechanik, 2., unveränderte Auflage, Akademische Verlagsgesellschaft, Frankfurt am Main, 1972

[9] Clasen, R., Werkstoffe für effiziente Energienutzung, Skript WS 2008 / 09, Lehrstuhl Pulvertechnologie von Glas und Keramik, Universität des Saarlandes

[10] Hensler, G., Hochhuber, J., Heidler, M., Typen energiesparender Lampen, Bayerisches Landesamt für Umwelt, 2009

[11] Hummel, R., E., Electronic Properties of Materials, Third Edition, Springer Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, 2001

[12] http://www.quick-ohm.de/heatpipes/download/Technische-Erlaeuterung-Heatpipes.pdf, vom 28.04.2010

[13] Schlegel, S., Experimentelle und FEM-basierte Untersuchungen für innovative Endoskope, Diplomarbeit am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin, 2009

[14] Fossum, Th. W., Chirurgie der Kleintiere, 2. Auflage, Elsevier Urban & Fischer

Verlag, München, 2008

[15] Haferkorn, H., Lexikon der Optik, Verlag Werner Dausien, Hanau, 1988

[16] Dreyer genannt Daweke, R., Prinzipien zur Gestaltung optischer Systeme am Beispiel einer neuen Intraoralkamera, Diplomarbeit am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin, 2006

[17] http://www.tu-ilmenau.de/fakmb/fileadmin/template/fgto/Lehre/Optische_Messtechnik/PDF/Versuchsanleitung_Messung_MTF.pdf, vom 27.05.2009

[18] http://www.optics.arizona.edu/opti471b/Reading/Lab10/SlantEdgeAnalysis_matlab 20.zip, vom 15.05.2009

[19] Burns, P., sfrmat 2.0 User's Guide, 2003

[20] Schrader, S., Entwicklung von elektromagnetischen Linearantrieben und Autofokusoptiken für endoskopische Systeme, Dissertation am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin, 2005

[21] Hecht, E., Optik, 4. Auflage, Oldenbourg Verlag, München, Wien, 2005

[22] Estribeau, M., Magnan, P., Fast MTF measurement of CMOS imagers using ISO 12233 slanted-edge methology, Proceedings of SPIE, Volume 5251, Detectors ans Associated Signal Processing, 2004

[23] Pedrotti, F., Pedrotti, L., Bausch, W., Schmidt, H., Optik eine Einführung, 1. Auflage, Prentice Hall Verlag GmbH, München, London, Mexiko, 1996

[24] Huth, G., Innovative Klein- und Mikroantriebstechnik, VDE Verlag GmbH, Berlin, Offenbach, 2004

[25] DIN EN 60601-1:2006, Medizinische elektrische Geräte, VDE Verlag GmbH, Berlin, 2007

[26] Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, http://www.physikinstrumente.com/tutorial/4_36.html, vom 1.7.2010

[27] http://www.colorfoto.de/Themenspezial/Ultraschallmotoren_847439.html,

vom 2.3.2010

[28] http://www.varioptic.com, vom 15.3.2010

[29] http://www.research.philips.com/newscenter/pictures/downloads/ldm-sip_02-0_h.jpg, vom 25.8.2009

[30] http://www.imtek.de/content/pdf/public/2005/photonik_2005_04_44.pdf, vom 17.9.2009

[31] http://www.varioptic.com/banner/varioptic-liquid-lens-for-business-devices.-php, vom 15.3.2010

[32] Vogel, W., Miniaturisierter Linearantrieb für eine Endoskopkamera, Diplomarbeit am Fachgebiet Mikrotechnik der TU Berlin, 2008