Teil V: Medizintechnik

29 Optische Bildgebung in Diagnostik und Therapie – Operationsmikroskopie und Endoskopie: Lösungen

Michael Kaschke und Michael S. Rill

Lösung zu 29.1 Lagrange-Invariante

Abbildung 29.1.1 Anschauung des optischen Pfads zur Herleitung der Gleichung für den Fall (a) einer endlichen Objekt- und Bildweite und für den Fall (b) eines afokalen optischen Systems.



Der Ausgangspunkt ist die Formulierung der Langrange-Invariante für die voneinander (linear) unabhängigen Randstrahlen (rot) und Hauptstrahlen (gelb) in Abbildung 29.1.1. Die Lagrange-Invariante für diesen allgemeinen Fall lautet

 $H = n \varphi d - n y \theta . \quad (29.1.1)$

Für fokale Systeme vereinfacht sich Formel (29.1.1), da man die Gleichung in der Objekt- und Bildebene formuliert und dort der Abstand d des Hauptstrahls von der optischen Achse gleich Null ist. Es ergibt sich dann sofort Formel (29.4):

 $H = -n_1 y_1 \theta_1 = -n_2 y_2 \theta_2 \quad . (29.1.2)$

Für hochaperturige Systeme (siehe Aufgabe 29.2) ersetzt man den Winkel θ durch sin θ .

Bei afokalen Systemen gibt es keine Objekt- bzw. Bildebene und damit formuliert man die Lagrange-Invariante am besten für die Eintritts- bzw. Austrittspupille. Mit Formel (29.1.2) und Abb. 29.1.1 (b), die objektseitig den Hauptstrahl (gelb) mit Feldwinkel φ und den Randstrahl (rot) mit halbem Pupillen-Durchmesser *d* zeigt, vereinfacht sich die Lagrange-Invariante wegen y = 0 zu

 $H = n d \varphi \qquad (29.1.3)$

bzw.

 $n_1 d_1 \varphi_1 = n_2 d_2 \varphi_2$. (29.1.4)

Lösung zu 29.2 Linsenendoskope

Abbildung 29.1.2 Anschauung des optischen Pfads zur Berechnung des Aperturwinkels in den Zwischenbildern der Relayoptiken



Aus Formel (29.4) folgt die Lagrange-Invariante *H* unter Berücksichtigung, dass wir hier große Winkel betrachten (siehe Aufgabe 29.1) und daher die Numerische Apertur NA= $n \sin \theta$ verwenden, zu

 $H = n_1 y_1 \sin \theta_1 = 1.34 \cdot (0.5 \text{ mm}/2) \cdot \sin 40^\circ = 0.215 \text{ mm}$, (29.1.5)

wobei y_1 gleich dem halben Sichtfelddurchmesser (d/2) gesetzt wurde. Die Zwischenbilder befinden sich in Luft ($n_2 = 1$) und haben näherungsweise den halben Durchmesser $y_2 \approx D/2$ des Systems (Abb. 29.1.2). Der Aperturwinkel im Zwischenbild ergibt sich dann aus der Invariante

$$H = 1 \cdot \frac{D}{2} \cdot \sin \theta_2 \qquad (29.1.6)$$

zu

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{H}{D/2}\right) = \arcsin\left(\frac{0.215 \text{ mm}}{4 \text{ mm}/2}\right) = 6.2^{\circ}.$$
 (29.1.7)

Man kann darüber hinaus die Anzahl *N* der Relaysysteme berechnen, die zur Überbrückung der Gesamtlänge L = 200 mm benötigt werden. Jedes Relaysystem besteht laut Aufgabenstellung aus einer (dünnen) Relaylinse und 2 (dünnen) Feldlinsen. Mit der Brennweite des Mittelobjektivs

$$f_{\text{Relay}} = \frac{D}{2\sin\theta_2} = 18,31 \text{ mm}$$
 (29.1.8)

und der Länge eines Relaysystems $L_{Relay} = 2 f_{Relay}$ folgt die Anzahl benötigter Relaysysteme zu

$$N = L/L_{\text{Relay}} = 5,4$$
 . (29.1.9)

Da Objekt und Bild sich außerhalb der Relay-Optik befinden ergibt das 5 Module.

Lösung zu 29.3a

Lösung siehe Abschn. 29.3.1 und Abb. 29.7.

Lösung zu 29.3b

- Auflösung und Vergrößerung genügend groß, um feine Strukturen visualisieren zu können. Typischerweise liegt die Vergrößerung im Bereich von 3x bis 40x.
- 2. Variable Vergrößerung und Feldgröße. Dies wird durch z.T. stufenlose Zoomsysteme erreicht.
- 3. Genügend hohe Tiefenauslösung (Stereoauflösung) bei genügend hoher Tiefenschärfe
- 4. Hohe optische Abbildungsqualität, um eindeutige Bildinformationen bereit zu stellen
- 5. Genügend hoher (eventuell variabler) Arbeitsabstand.
- Optimale Beleuchtung des OP-Felds, d.h. hoher Kontrast, helles Bild, Farbentreue bzw. Hervorhebung durch Fluoreszenz-Technologien
- 7. Geringe Vignettierung und möglichst wenige Reflexe
- 8. Stabile Aufhängung der Optik und trotzdem flexible Positionierung mittels Stativ
- 9. Sterilisierbarkeit der Bedienelemente
- 10. Zusätzliche Einblickports z.B. für OP-Assistenz und Training