

Möglichkeiten der intraoperativen multispektralen Bildgebung zur Differenzierung von malignem und gesundem Gewebe

Andrea Rüdinger, Kira Holstein, Alissa Tarnoruzki, Nora Lösch, Tobias Haist, Stephan Reichelt

Institut für Technische Optik, Universität Stuttgart

<mailto:andrea.ruedinger@ito.uni-stuttgart.de>

Die Resektion der Tumore ist ein Hauptbestandteil der multimodalen Krebstherapie. Mit Hilfe der multispektralen Bildgebung (MSI) können anhand der gewebespezifischen Reflexionsspektren unterschiedliche Gewebetypen erkannt werden. Zur Realisierung einer intraoperativen endoskopischen Sensorik werden verschiedene MSI-Systeme bewertet und zwei Varianten ausgearbeitet.

1 Einleitung

Zur vollständigen Resektion von Tumoren ist die Kenntnis über die Tumorränder essentiell. Durch die multispektrale Bildgebung (MSI) können anhand der spezifischen Gewebespektren unterschiedliche Gewebetypen detektiert und mittels maschinellen Lernverfahren klassifiziert werden. In vorherigen Arbeiten konnten mit Hilfe eines hyperspektralen Referenzaufbaus [1] im sichtbaren bis kurzwellig infraroten Spektralbereich (450-1390 nm) charakteristische spektrale Unterschiede im Fall des Mammakarzinoms identifiziert werden [2]. Zur Realisierung einer potentiell echtzeitfähigen, endoskopischen Tumordiagnostik werden nun mögliche multispektrale Systeme bewertet und anschließend detaillierter auf ein beleuchtungs- und ein abbildungsseitiges System eingegangen.

2 Auswahl potentieller Systeme

Zunächst sollen die Anforderungen an die Sensorik betrachtet werden. Hierzu zählen technische Anforderungen, wie die Robustheit gegenüber Justage und Handhabung, eine gute räumliche Auflösung sowie die Realisierbarkeit von komplexen Spektren für die jeweiligen Spektralkanäle. Letztere haben sich in vorherigen Untersuchungen als nützlich erwiesen, da je Spektralkanal mehrere informationsreiche Spektralbereiche gleichzeitig genutzt werden können. Neben den technischen werden weitere allgemeine (z.B. Miniaturisierbarkeit) und anwendungsspezifische (z.B. Adaptierbarkeit der Spektren) Anforderungen betrachtet.

Als potentiell geeignete Systeme werden spektral aufgelöste Sensorarrays (SRDA), wie sie bspw. bei Mosaikfilterkameras verwendet werden, die multispektrale Strahlteilung (MSBS), die spektrale Bildgebung mit kodierter Blende (CASSI) [3] sowie die polarisationsbasierte spektrale Filterung (PF) [4], der beugungsbasierte Multispektralsensor (BM) [5] und die beleuchtungsseitige Umsetzung über eine spezifisch ausgelegte Lichtquelle (LQ), hinsichtlich der Kriterien untersucht, s. Tabelle 1.

Hinsichtlich der Realisierbarkeit von komplexen Spektren erweisen sich die Methoden basierend auf Beugung, Polarisation und die Lichtquelle als vorteilhaft. Während die Transmissionsspektren der polarisationsbasierten Spektralfilterung direkt komplexe Kurvenverläufe aufweisen, ermöglicht die Lichtquelle bspw. über die Verwendung mehrerer LEDs gleichzeitig komplexere Spektren. Im Falle der räumlichen Auflösung schneiden die SRDAs aufgrund ihres Aufbaus schlechter ab als bspw. die MSBS-Systeme, da diese je einen Bildsensor pro Spektralkanal verwenden können.

Kriterien	SR-DA	MS-BS	CA-SSI	BM	PF	LQ
Echtzeit	1	1	1	1	1	2
Größe	1	2	3	3	2	1
Robustheit	2	2	5	4	3	1
räuml. Aufl.	3	1	4	3	2	1
geringe Komplexität	2	2	5	4	3	1
komplexe Spektren	5	2	2	1	1	1
Adaption Spektren	5	3	2	1	1	1
Ergebnis	2,7	1,9	3,1	2,4	1,9	1,1

Tab. 1 Bewertung potentieller MSI Systeme nach Noten.

Schlussendlich ergibt sich, dass die beleuchtungsseitige Realisierung die vielversprechendste Variante darstellt, gefolgt von der polarisationsbasierten, MSBS und der beugungsbasierten. Die Methoden SRDA und CASSI werden negativer bewertet, da SRDAs bspw. keine Adaption der Spektralkanäle ermöglichen und CASSI eine hohe Komplexität bei Aufbau, Kalibrierung und Auswertung aufweist. Die Systeme basierend auf der Polarisation und der Lichtquelle werden im Folgenden näher betrachtet.

3 Beleuchtungsseitige Realisierung

Die Lichtquelle wird aus fünf LEDs (Thorlabs M565D2, M970D3, M1200D3, M1300D3, M1450D3)

aufgebaut, da diese eine elektronische Ansteuerung und somit ein Umschalten der Beleuchtung ohne weitere mechanische Komponenten ermöglichen. Die Strahlengänge der einzelnen LEDs werden über Dichroite und Prismenspiegel (Thorlabs DMSP805, DMSP1000, MRA15-P01 und MRA15-M01) kombiniert und in den Lichtleiter (Karl Storz, #495NB) des Endoskops eingekoppelt. Dieser ist an das Endoskop (Karl Storz, Hopkins 30°, #26003BA) angeschlossen. Zur Abbildung werden zwei Achromate (Edmund Optics #49-659 und #49-926) und ein VIS-SWIR Bildsensor (Basler ace 2 a2A640-240umSWIR) verwendet. Die Linsen sind in einem 3D-gedruckten Kameraadapter verbaut, wodurch die Kameraeinheit mit dem Endoskop verbunden wird. Das Schema der Lichtquelle und das finale System sind in Abbildung 1 rechts darstellt.

Die Charakterisierung zeigt, dass das Sichtfeld des Endoskops nicht eingeschränkt wird, jedoch ist ein deutlicher Intensitätsabfall für Wellenlängen > 1000 nm beobachtbar. Dieser kann mittels eines alternativen Aufbaus, bei welchem anstelle des Endoskops ein VIS-SWIR Objektiv (Kowa LM50HC-VIS-SW) verwendet wird, zu großen Teilen auf das Endoskop zurückgeführt werden. Des Weiteren kann mit dem VIS-SWIR Objektiv auch ein einheitlicher Arbeitsabstand für alle LEDs verwendet werden. Da das Endoskop vermutlich nicht für diesen breiten Spektralbereich ausgelegt ist, wird davon ausgegangen, dass bspw. Antireflex-Beschichtungen aufgebracht sind, welche eine Transmission im SWIR beeinträchtigen.

4 Abbildungsseitige Realisierung

Der polarisationsbasierte Sensor, basierend auf [4], wird am proximalen Ende des Endoskops angebracht und besteht aus einem Langpassfilter, um den Spektralbereich auf den des Referenzsystems anzugleichen, einem linearen Polarisator unter 80°, gefolgt von zwei Quarz-Wellenplatten (WP) nullter Ordnung (Thorlabs WPH05M-850 und WPH05M-1550) unter 10° und 45°. Zur Verlängerung des Bauraums wird eine Zwischenabbildung eingeführt. Die Segmentierung des Bildsensors erfolgt über ein Linsenarray (vier mal Edmund Optics #65-566), welches mit einem Polfilterarray kombiniert ist (s. Abb. 1 links). Das Polfilterarray besteht aus zugeschnittenen und neu kombinierten Polfiltern (Edmund Optics #25-107). Durch Doppelbrechung an den Wellenplatten kommt es zu einer wellenlängenabhängigen Phasenverzögerung. Bei Propagation durch das analysierende Polfilterarray wird je ein einheitlicher Polarisationszustand erzeugt, wodurch es zur Interferenz kommt und je Spektralkanal ein komplexes Transmissionsspektrum entsteht. Zur Detektion wird der VIS-SWIR Bildsensor verwendet.

Die Charakterisierung zeigt auch hier keine Einschränkung des Sichtfeldes und eine gute räumliche Auflösung von $2\text{--}3,5\lambda/\text{mm}$. Die spektralen Verläufe ähneln denen der Simulation, weisen jedoch Abweichungen infolge von Justagetoleranzen und Interferenzeffekten durch Mehrfachreflexionen zwischen den Filtern und WPs auf.

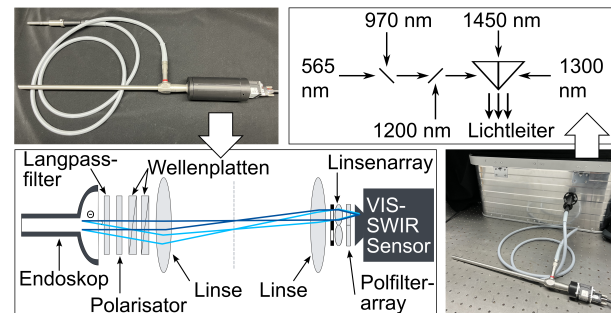


Abb. 1 Schemata und Fotos der zwei endoskopischen Messsysteme. Links: polarisationsbasierter Sensor, rechts: beleuchtungsseitige Umsetzung.

5 Fazit

Es wurden mögliche Systeme der multispektralen Bildgebung vorgestellt und hinsichtlich ihrer Eignung für den intraoperativen Anwendungsfall zur Gewebedifferenzierung bewertet. Die zwei Favoriten wurden anschließend weiter ausgearbeitet. Es konnten erste vielversprechende Ergebnisse erzielt werden. Dennoch zeigte sich, dass es weiteren Optimierungsbedarf auf Seiten des Endoskops gibt, um auch im SWIR eine Bildgebung zu ermöglichen.

Förderung

Die Arbeiten entstanden im Rahmen des GRK 2543/2 (project ID 40947457), gefördert von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG).

Literatur

- [1] A. Rüdinger, T. Haist, and S. Reichelt, "Hyperspectral measurement system for characterization of healthy and malignant tissue spectra," in *DGaO Proceedings*, P19 (2024).
- [2] A. Rüdinger, V. Bahlinger, A. Simma, A. Staebler, T. Haist, S. Y. Brucker, F. Fend, and S. Reichelt, "Spectral analysis of malignant and healthy tissue based on hyperspectral image data," *tm - Technisches Messen* (2026).
- [3] N. Hagen and M. W. Kudenov, "Review of snapshot spectral imaging technologies," *Optical Engineering* **52**(9), 090901 (2013).
- [4] M. W. Kudenov, A. Altaqui, and C. Williams, "Practical spectral photography II: snapshot spectral imaging using linear retarders and microgrid polarization cameras," *Optics Express* **30**(8), 12337 (2022).
- [5] R. Hahn, T. Haist, K. Michel, and W. Osten, "Diffraction-based hyperspectral snapshot imager," *Optical Engineering* **61**(01) (2022).