

Intraoperative Perfusionsbildgebung mit hyperspektralen Lichtfeldkameras

Stefan Kray^a, Andreas Schmid^a, Eric L. Wisotzky^{b,c}, Moritz Gerlich^a, Sebastian Apweiler^d, Anna Hilsmann^b, Thomas Greiner^a, Peter Eisert^{b,c}, Werner Kneist^d

a) Institut für Smart Systems und Services, Hochschule Pforzheim; b) Computer Vision & Graphics, Vision & Imaging Technologies, Fraunhofer Heinrich-Hertz-Institut HHI, Berlin; c) Visual Computing, Humboldt-Universität, Berlin; d) Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Thoraxchirurgie, Klinikum Darmstadt GmbH; Darmstadt

[mailto: stefan.kray@hs-pforzheim.de](mailto:stefan.kray@hs-pforzheim.de)

Die intraoperative Beurteilung der Perfusion ist entscheidend für den Operationserfolg. Perfusion wird bisher durch subjektive Einschätzung oder durch invasive Fluoreszenzbildgebung bewertet. Wir zeigen eine nicht-invasive, kontinuierliche arbeitende Alternative mittels hyperspektraler Lichtfeldbildgebung und demonstrieren Live-Visualisierung im OP.

1 Einführung

Die Beurteilung von Perfusion, d.h. die Durchblutung von Gewebe, ist eine wichtige Aufgabe in der Chirurgie. Eine falsche Einschätzung der Perfusion kann bei kritischen Operationsschritten, wie z.B. der Darmanastomose, zu schwerwiegenden Konsequenzen führen [1]. Üblicherweise erfolgt die Bewertung durch visuelle Einschätzung während der Operation (OP). Eine Visualisierung der Perfusion kann durch Indocyaningrün (ICG) Fluoreszenzbildgebung erreicht werden, die aufgrund der Wirkzeiten jedoch nur zu einem Zeitpunkt möglich ist.

Hyperspektrale Bildgebung (HSI) kann nicht-invasiv die Sauerstoffsättigung erfassen und liefert damit ein indirektes Maß für die Perfusion [2]. Im klinischen Einsatz erfolgt HSI bislang nur punktuell, da hierfür der Operationsablaufs unterbrochen werden muss: externe Lichtquellen wie Decken- oder OP-Leuchten stören die Messung und müssen abgeschaltet werden [3]. Dies verlängert Operations- und Narkosezeiten und erhöht die Kosten und das Risiko des Eingriffs.

Diese Nachteile überwinden wir durch kontinuierliche hyperspektrale Bildgebung im Operationsaal. Hyperspektrale Lichtfeldkameras (Cubert GmbH, Ulm) werden außerhalb des sterilen Bereichs positioniert und filmen den Operationssitus unter Nutzung der OP-Leuchte [4]. Der Eingriff findet ohne Unterbrechungen statt, die Sauerstoffsättigung wird kontinuierlich ausgewertet und live visualisiert.

2 Berechnungs- und Auswertungsverfahren

Die verschiedenen, spektral selektiven Lichtfelder einer Kamera werden zu einem hyperspektralen Datenwürfel kombiniert. Ein Weißabgleich, aufgenommen vor der Operation, liefert Reflexionsdaten $R(\lambda)$ für jeden Pixel (x, y) des hyperspektralen Datenwürfels.

Das Spektrum eines jeden Pixels wird mit Referenzkurven (von vergleichbarem tierischem Blut nach [5]) für verschiedene Oxygenierungsgrade zwischen 0% - 99% verglichen (siehe Abb. 1).

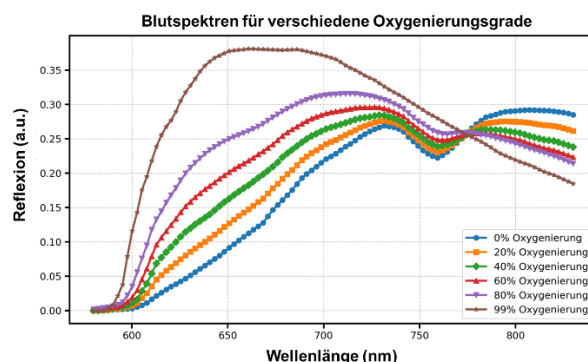


Abb. 1: Reflexionsspektren von Blut für verschiedene Oxygenierungsgrade (nach [5]).

Der Vergleich erfolgt per „Spectral Angle Mapper (SAM)“ [6], bei dem die Spektren als Winkel aufgefasst werden und der Winkel zwischen den Vektoren als Korrelationskoeffizient dient (siehe Formel 1). Dabei sind R die von der Kamera gemessene Reflexion und R_{SO_2} die Literaturwerte. Es entstehen zwei Werte pro Pixel: der Korrelationskoeffizient als Maß für die Ähnlichkeit sowie die am besten passende Kurve mit Oxygenierungsgrad SO_2 .

$$SAM_{SO_2}(x, y) = \cos^{-1} \left(\frac{\sum_n R(\lambda_n, x, y) \cdot R_{SO_2}(\lambda_n)}{\sqrt{\sum_n R^2(\lambda_n, x, y) \cdot \sum_n R_{SO_2}^2(\lambda_n)}} \right) \quad (1)$$

3 Umsetzung und Live-Visualisierung

Das Verfahren aus Abschnitt 2 wird auf die hyperspektralen Reflexionsdaten angewendet. Zunächst wird eine RGB-Darstellung aus den Reflexionsdaten erzeugt. Anschließend wird der ausgewählte SO_2 -Wert als Farboverlay mit Hilfe einer Farbpalette

in das RGB-Bild kodiert. Dies wird nur an den Stellen ausgeführt, bei der der Korrelationskoeffizient über 70 % liegt, d.h. die Pixelinformation auf Blut hindeutet. Die Auswertung erfolgt mit geringer zeitlicher Latenz während der OP. Tabelle 1 zeigt die Rechenzeiten für zwei hyperspektrale Lichtfeldkameras, für die das Verfahren exemplarisch realisiert wurde. Für eine hyperspektrale Lichtfeldkamera mit 5 Megapixel (MP) beträgt die Gesamtrechenzeit ca. 162 ms, während für eine 20 MP Kamera 397 ms auf einem Thinkpad-Notebook P14s benötigt werden.

Berechnung	5 MP Sensor (ms)	20 MP Sensor (ms)
Reflexionsdatenwürfel	57,69	185,95
RGB-Bild	10,25	75,17
Oxy-Bild	87,83	118,38
Rest	5,76	17,68

Tab. 1 : Rechenzeiten für zwei Kameras in Millisekunden. Links: Cubert Ultris S5, 5 MP Sensor, 51 Kanäle bei 290 x 275 Pixel; Rechts: Cubert Ultris X20, 20 MP Sensor, 151 Kanäle bei 410 x 410 Pixel.

4 Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt intraoperative Szenen einer OP zur Behandlung von Morbus Crohn, einer entzündlichen Darmerkrankung, bei der das erkrankte Darmsegment entfernt wird.

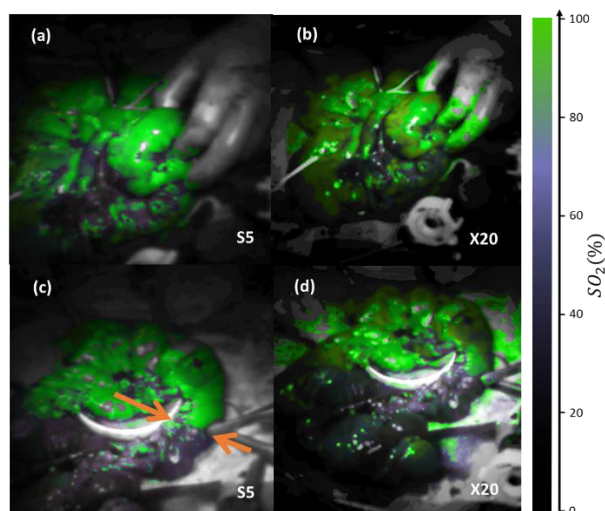


Abb. 2 : Oxygenierungsdarstellung bei einer Morbus Crohn OP. (a) Aufnahme mit S5 und (b) mit X20-Kamera zu Beginn der OP; (c) Aufnahme mit S5 und (d) mit X20-Kamera nach induzierter lokaler Ischämie. Rechts: Farbpalette zur Einfärbung der Oxygenierung.

Abbildung 2(a) und (b) zeigen Beginn der extrakorporalen Phase der OP für die S5 (links) und X20 Kamera (rechts). Beide Einfärbungen zeigen eine vergleichbare Durchblutung trotz verschiedener Bildgebungsparameter. Große Teile des Darmsegments sind noch durchblutet, während schrittweise

die Arterien unterbunden und durchtrennt werden. Abbildung 2(c) und (d) zeigen die Situation nach induzierter lokaler Ischämie. Man erkennt in beiden Bildern rechts die Grenze zwischen durchbluteten und nicht durchbluteten Bereichen, die unabhängig von den Hyperspektralaufnahmen intraoperativ bestimmt wurden (orangene Pfeile). Beide Kameras liefern identische Schnittgrenzen.

5 Diskussion

Die Bewertung der Perfusion zeigt bei beiden HSI-Lichtfeldkameras konsistente und über die Videosequenz stabile Ergebnisse. Die Validierung erfolgt qualitativ durch Vergleich mit der chirurgischen Bewertung, die übereinstimmende Ergebnisse liefert. Ein Vergleich mit ICG-Bildgebung wird zukünftig eine quantitative Validierung ermöglichen.

6 Fazit

Hyperspektrale Bildgebung unter Nutzung von Lichtfeldkameras ermöglichen eine kontinuierliche Bewertung der Perfusion im OP, ohne den Ablauf des Eingriffs zu stören. Die Korrelation der Reflexionsdaten mit Literaturwerten unterschiedlicher Oxygenierungsgrade ist wenig rechenaufwendig und liefert sowohl Segmentierung als auch die Oxygenierung des durchbluteten Gewebes. Dadurch wird eine Echtzeitvisualisierung der Perfusion zu jedem Zeitpunkt möglich, was eine wichtige Hilfe zur Bewertung des Operationsergebnisses darstellt. Unser Verfahren wird dazu beitragen, die Rate der Nahtinsuffizienzen und der Revisionseingriffe zu reduzieren.

Literatur

- [1] M. S. Renna *et al.*, "Intraoperative bowel perfusion assessment methods and their effects on anastomotic leak rates: meta-analysis," *Br. J. Surg.*, vol. 110, no. 9, pp. 1131–1142, Sep. 2023, doi: 10.1093/bjs/znad154.
- [2] N. J. Crane *et al.*, "Evidence of a heterogeneous tissue oxygenation: renal ischemia/reperfusion injury in a large animal model," *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, no. 3, p. 035001, Mar. 2013, doi: 10.1117/1.JBO.18.3.035001.
- [3] E. L. Wisotzky *et al.*, "Surgical Guidance for Removal of Cholesteatoma Using a Multispectral 3D-Endoscope," *Sensors*, vol. 20, no. 18, p. 5334, Sep. 2020, doi: 10.3390/s20185334.
- [4] S. Kray *et al.*, "Intraoperative perfusion assessment by continuous, low-latency hyperspectral light-field imaging: development, methodology, and clinical application," in *Advanced Biomedical and Clinical Diagnostic and Surgical Guidance Systems XXIII*, SPIE, Mar. 2025, pp. 30–35. doi: 10.1117/12.3042238.
- [5] H. Chang *et al.*, "Whole blood reflectance for assessment of hematologic condition and detection of angiographic contrast media," *Appl. Opt.*, vol. 48, pp. 2435–43, Jun. 2009, doi: 10.1364/AO.48.002435.
- [6] B. R. Shivakumar *et al.*, "Performance evaluation of spectral angle mapper and spectral correlation mapper classifiers over multiple remote sensor data," in *ICECCT 2017*, Feb. 2017, pp. 1–6. doi: 10.1109/ICECCT.2017.8117946.