Endoskopische Urologie

Atlas und Lehrbuch

Bearbeitet von
Herausgegeben von Rainer Hofmann, Leiter der Klinik für Urologie und Kinderurologie der Philipps-Universität Marburg

3. Auflage 2018. Buch. XIX, 383 S. Mit Online-Extras. Hardcover
ISBN 978 3 662 53980 4
Format (B x L): 17.8 x 25.4 cm

Weitere Fachgebiete > Medizin > Klinische und Innere Medizin > Urologie, Andrologie, Venerologie

Zu Inhaltsverzeichnis

schnell und portofrei erhältlich bei

beck-shop.de
DIE FACHBUCHHANDLUNG

Die Online-Fachbuchhandlung beck-shop.de ist spezialisiert auf Fachbücher, insbesondere Recht, Steuern und Wirtschaft. Im Sortiment finden Sie alle Medien (Bücher, Zeitschriften, CDs, eBooks, etc.) aller Verlage. Ergänzt wird das Programm durch Services wie Neuerscheinungsdienst oder Zusammenstellungen von Büchern zu Sonderpreisen. Der Shop führt mehr als 8 Millionen Produkte.

Videoendoskopie

J. Braun

2.1 Historische Entwicklung – 14

2.2 Videoübertragung – 14

2.3 Ergonomie – 17

Literatur – 18

© Springer-Verlag GmbH Deutschland 2018
R. Hofmann (Hrsg.), *Endoskopische Urologie*
DOI 10.1007/978-3-662-53981-1_2

2.1 Historische Entwicklung

Endoskopische Operationen waren früher – um mit den Worten des Instrumentenbauers Heynemann zu sprechen – eine »einäugige Kunst ohne Zeugen« und schwierig, fast nur autodidaktisch zu erlernen. Starre Mitbeobachtungsoptiken, wie sie bereits anfangs des letzten Jahrhunderts entwickelt und um 1940 verbessert wurden, waren bei einer Zystoskopie noch tolerabel, bei dem dynamischen Vorgang einer transurethralen Operation der Blase oder Prostata jedoch nicht verwendbar. Erst flexible Glasfaserspionoptiken, entwickelt zwischen 1963 und 1965, erlaubten es einem einzelnen Mitbeobachter, die Operation live zu verfolgen (Abb. 2.1, Abb. 2.2).

Vorteil einer solchen flexiblen Glasfaseroptik war das geringe Gewicht und die fast uneingeschränkte Beweglichkeit des Operateurs. Nachteilig war, dass der Bildteiler im Okular einen großen Teil des Lichts umlenkte, sodass die Beobachtung des Operationsfeldes für den Operateur erheblich erschwert und der Bildausschnitt verkleinert war. Der Lichtverlust war in den damals noch sehr grobfaserigen Lichtbündeln hoch, sodass auch der Mitbeobachter nur ein relativ dunkles und wenig differenziertes Bild hatte. Die Mitbeobachtung einer kompletten Resektion war somit kaum zu verantworten.

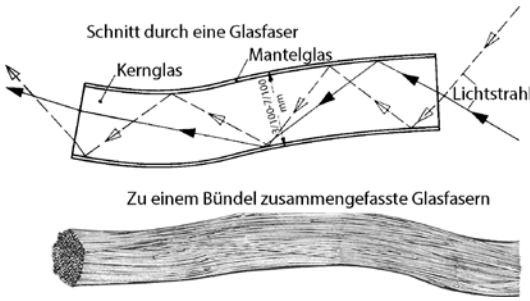


Abb. 2.1 Schnittbild der Glasfaserübertragung

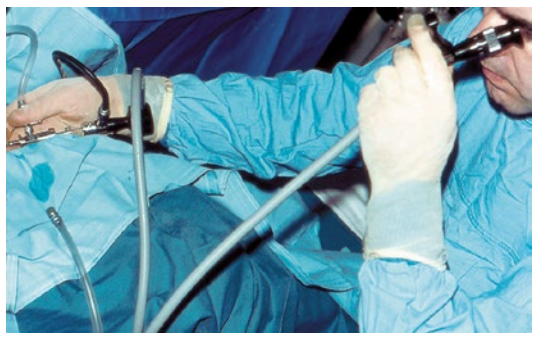


Abb. 2.2 Glasfaserspion

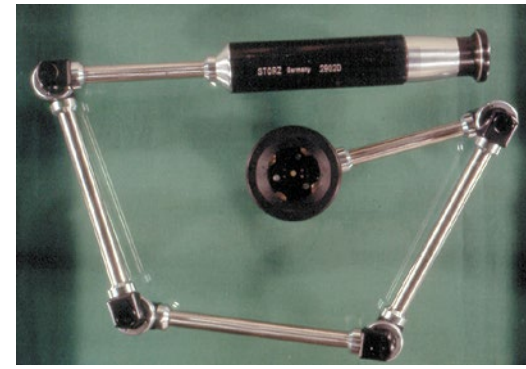


Abb. 2.3 Hopkins-Gliederoptik

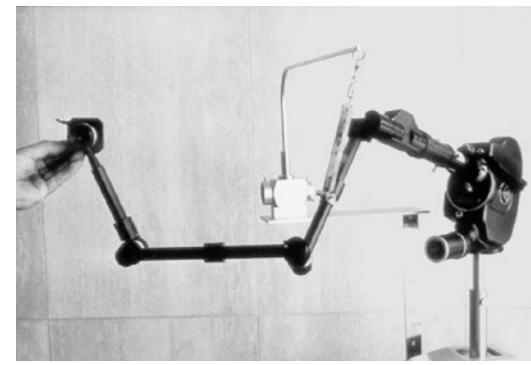


Abb. 2.4 Haltearm mit Federzug

Ein wesentlich schärferes und klareres Bild ermöglichte die von Wittmoser und Storz Ende 1960 entwickelte sog. Gliederoptik, ein 4- oder 5-teiliges System aus starren, mit Prismengelenken verbundenen Hopkins-Staboptiken (Abb. 2.3, Abb. 2.4).

Großer Nachteil dieses Beobachtungsinstruments war einerseits das Gewicht, andererseits die frei beweglichen Gelenke, die durch die Bewegung des Operateurs zu einem sich drehenden Bild für den Beobachter führten. Dieser hatte somit nur schwer einen korrekten Eindruck der Position der Resektionsschlinge im Operationsfeld. Trotzdem war mit diesen beiden Geräten – der flexiblen Glasfaserspionoptik oder der Gliederoptik – ein erster Schritt getan, die endoskopische Operation für einen Mitbeobachter dynamisch sichtbar zu machen.

2.2 Videoübertragung

Für eine Übertragung endoskopischer Operationen vor vielen Zuschauern wurde eine Fernsehkamera an das Resektoskop angeschlossen und das Bild auf

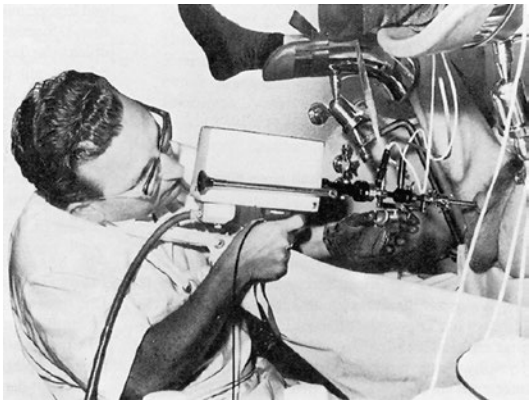


Abb. 2.5 Prof. Dr. Reuter mit Schwarz-Weiß-Kamera der Fa. Siemens (Reuter 1984 , mit freundlicher Genehmigung des Thieme Verlages)

einen Monitor übertragen. Dies gelang bei einer Zystoskopie erstmalig 1957, und zwar Dichart als Schwarz-Weiß-Bild- und Jompitre als Farbbilddarstellung.

Die Übertragung einer Prostataresektion auf Monitore in einen Hörsaal führte 1964 Reuter erstmalig in Stuttgart durch. Dabei war eine 2 kg schwere, auch in der Größe unhandliche Kamera der Fa. Siemens über Zusatzoptiken direkt starr mit dem Resektoskop verbunden. Eine Belichtungsautomatik verhinderte Überblendungen, die durch die stark variierenden Abstände zwischen Resektionsoptik und Gewebe in Harnröhre, Prostata oder Blasenbereich gegeben sind. Allein durch das Gewicht und die Größe dieser Ausrüstung war die Übertragung auf einzelne Ereignisse beschränkt, da der Operateur bei der Resektion durch das Equipment stark in seiner Beweglichkeit eingeschränkt war (Abb. 2.5).

Von diesem Stand der Technik ausgehend befassten sich Prof. Mauermayer und Mitarbeiter seit 1973 damit, transurethrale Operationen live zu übertragen. Die Fernsehtechnik ermöglichte sowohl eine Liveübertragung als auch eine kostengünstige Aufzeichnung der Operation mit einem Videorekorder.

In Zusammenarbeit mit der Fa. Lemke wurde ein Videoaufzeichnungs- und Übertragungssystem entwickelt, das leicht und mit dem Standardinstrumentarium verwendbar war und eine Aufzeichnungsmöglichkeit bot.

Eine Fernsehkamera, die semiprofessioneller Qualität in Bildschärfe und Auflösung entsprach, wurde vom Resektionsinstrument abgekoppelt. Eine große Philipps-3-Röhren-Studiofarbkamera wurde über eine Hopkins-Gliederoptik und einen Zwischenadapter an das Resektoskop angeschlossen. Die

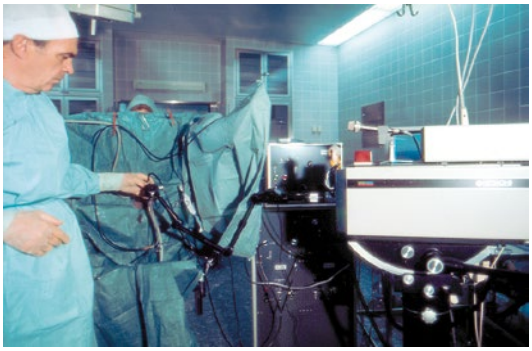


Abb. 2.6 Studiokamera mit Gliederoptik

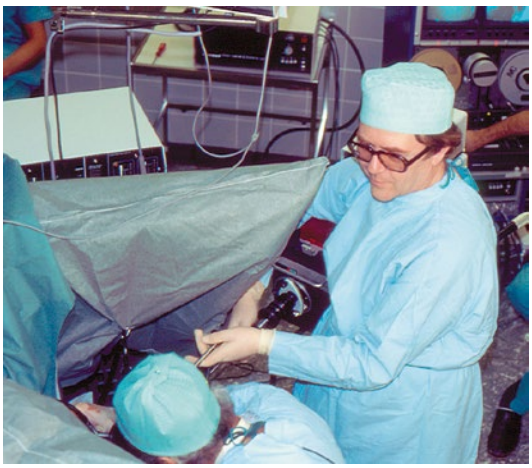


Abb. 2.7 Nachführen der Gliederoptik

Lichtzufuhr wurde durch ein Zwillingsglasfaserlichtkabel erhöht, das an 2 starke Quecksilberdampflampen als Kaltlichtquellen angeschlossen wurde. Eine Zoomoptik der Kamera mit einer Brennweite zwischen 70 und 140 mm erlaubte eine optimale Wiedergabe und lineare Vergrößerung des Operationsfeldes (Abb. 2.6, Abb. 2.7).

Um den größten Nachteil der Gliederoptik – das sich drehende Bild – auszugleichen, musste ein erfahrener Mitarbeiter immer die Lage des Resektionsinstruments beobachten und an einem drehbaren Ausgleichselement der Gliederoptik das Monitorbild an die reale Lage des Resektionsinstruments angleichen (Abb. 2.6, Abb. 2.7).

Die Aufzeichnungs- und Verstärkereinheit mit einem 1-Zoll-Videorekorder, Taktgeber, Kamerakontrolleinheit und Mischpult erlaubte den Anschluss von bis zu 6 weiteren Kameras. Es wurde daher eine zusätzliche externe Kamera genutzt, um das Umfeld, die Instrumente und die Bewegungen des Operateurs aufzuzeichnen. Das Bild konnte dann in das endos-

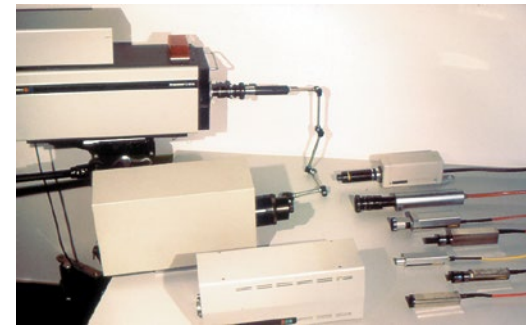
kopische Monitorbild eingeblendet oder überblendet werden. Die gesamte Kamera-Übertragungs-Einheit war fahrbar, jedoch unförmig groß. Allein die Kaltlichtquelle mit den doppelten Lichtauslässen hatte die Größe und das Gewicht eines Kühlschranks (Hartung und Tammen 1978, Mauermayer 1980, Matouschek 1980).

Mit diesem Stand der Technik begann eine Unterrichtung der Assistenzärzte in endoskopischen Techniken. Mit der Übertragungstechnik in einen Hörsaal und Gegensprechmöglichkeit begannen durch Mauermayer Fortbildungsveranstaltungen in Endourologie.

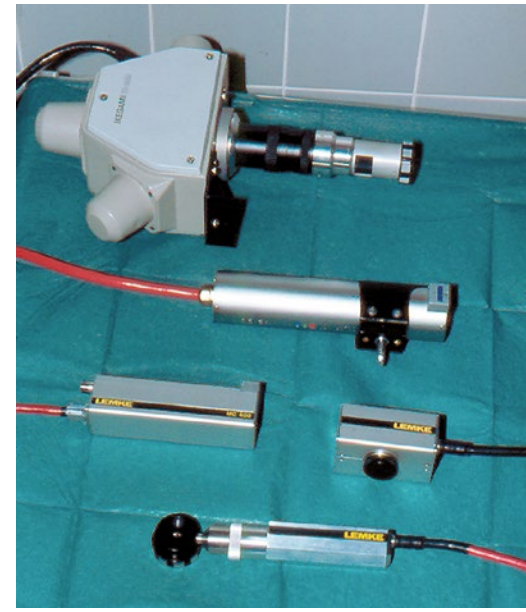
In der weiteren Entwicklung erfolgte eine Verkleinerung der 3-Röhren-Studiokamera. 1-Zoll-1-Röhren-Kameras führten dazu, dass die Kameras durch Gewichtsreduktion handlich wurden, sodass sie direkt auf das Resektoskop aufgesetzt werden konnten. Anfangs wurde dabei das Gewicht noch über Federzüge, die am Operationstisch befestigt waren, aufgefangen. ACMI brachte 1975 die erste »handliche« Endokamera mit einem Durchmesser von 5 cm, einer Länge von 20 cm und einem Gewicht von 450 g auf den Markt (◘ Abb. 2.8, ◘ Abb. 2.9) (Braun et al. 1981, Pongratz 1984).

Die zunehmende Verbesserung der Lichtempfindlichkeit der Röhrenkameras auf unter 100 Lux erlaubte eine Verkleinerung der Kaltlichtquellen. Die elektronische Steuerung der Lichtintensität der Kaltlichtquellen in Verbindung mit schnellen Kamerablenden verbesserte die Bildqualität weiter.

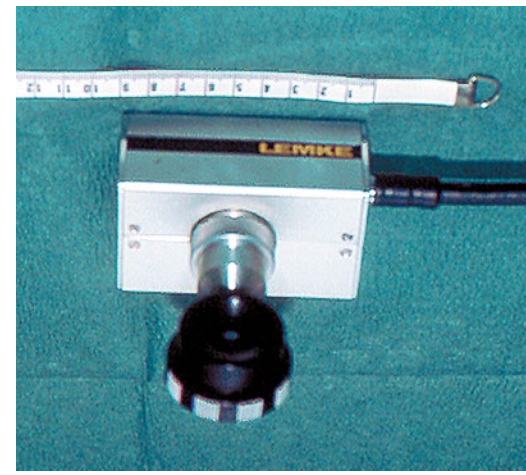
Mit Entwicklung von ½-Zoll- bzw. ⅓-Zoll-Saticon- und -Newiconröhren, die die bis dahin gebräuchlichen Vidiconröhren ablösten, die zwar eine gute Auflösung, aber eine nur geringe Lichtempfindlichkeit besaßen, begann eine neue Ära der Miniaturisierung der Endokameras. Endpunkt dieser Kameratechnik war 1983 eine ½-Zoll-Newicon-Röhrenkamera mit den Maßen $3 \times 3 \times 20$ cm inklusive der Beobachtungsoptik, die mit einem Gewicht von 170 g letztlich nur noch die Hälfte der früher verwendeten Gliederoptik wog. Die Miniaturisierung konnte auch dadurch erreicht werden, dass die gesamte Bildverarbeitungselektronik aus dem Kameragehäuse ausgelagert und in die Monitoreinheit integriert wurde. Das Verbindungskabel, das die Kamerasignale zum Monitor übertrug, wurde von ursprünglich 3 cm Durchmesser – dies entspricht der Größe der heute verwendeten Kameras! – auf 5 mm verkleinert (◘ Abb. 2.10, ◘ Abb. 2.11 und ◘ Abb. 2.12) (Braun et al. 1984, Blandy und Fowler 1984, Nouira et al. 2002).



◘ **Abb. 2.8** Kameraminiaturisierung



◘ **Abb. 2.9** Miniaturisierung: Lemke-Kameras



◘ **Abb. 2.10** Erste Lemke-Chipkamera

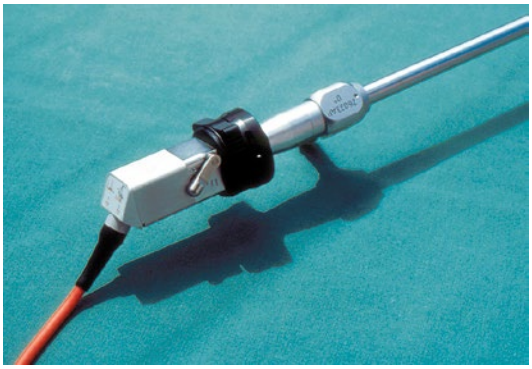


Abb. 2.11 Chipkamera mit Zoomobjektiv

Abb. 2.12 Minikamera

Meilenstein in der Entwicklung der Endovideokamera war seit 1983 jedoch der Wechsel von Farbvideoröhren auf Farbvideomikrochipkameras. Ein daumennagelgroßer CMOS-Chip (CMOS = »complementary metal oxide semiconductor«) konnte die gesamte Farbbildaufnahme und -übertragung bewältigen. Chipkameras sind wesentlich weniger störanfällig gegen Strahlungen des Hochfrequenzstroms aus dem Stromkabel, das wie eine Antenne wirkt. Nachteilig gegenüber der Röhrenkamera waren die deutlich geringere Bildauflösung und die schlechte Lichtempfindlichkeit mit einer Helligkeit im Resektionsgebiet von Minimum 100 Lux. Um eine gefüllte Blase auszuleuchten, bedurfte es Lichtstärken bis zu 2.000 Lux. Dies konnte durch Verbesserung der Chiptechnologie ausgeglichen werden. Heute weisen Chips eine so hohe Lichtempfindlichkeit auf, dass eine 250-W-Halogenkaltlichtquelle ausreicht, das gesamte Operationsgebiet auch bei gefüllter Harnblase vollständig auszuleuchten.

Weitere Verbesserungen betrafen nur noch Details des Umlenkspiegels des Resektionsokulars und die Miniaturisierung der Kameraeinheit selbst. Diese »schrumpfte« letztlich bis heute so, dass sie als etwa 45 g schweres »Anhängsel« einschließlich des Winkelokulars für den Operateur nicht mehr störend ist.

Spätestens zu diesem Zeitpunkt wandelte sich die Videoendoskopie vom Ausbildungs- und Lehrverfahren zur individuellen Operationstechnik der Videoendoskopie (Faul 1993).

2.3 Ergonomie

Bei endoskopischen Operationen besteht ein Problem in der korrekten Einschätzung der räumlichen Tiefe. Beidäugiges dreidimensionales Sehen wird durch einäugige Direktsicht oder zweidimensionale Videosicht ersetzt. Bewegungsausführung und endoskopische Handhabung können somit diskrepant sein.

Bei der Direktsicht sieht der Operateur immer dorthin, wo er gerade arbeitet. Bei Videosicht ist es schwieriger, eine räumliche Vorstellung vom Operationsgebiet zu entwickeln, da die visuelle Rückmeldung der durchgeführten Bewegung an anderer Stelle erfolgt als die eigentliche Bewegungsausführung. Dies kann zu Problemen bei der Augen-Hand-Koordination führen (mentale Transformation). Diese Transformationen sind abhängig von der Einführtiefe des Endoskops und steuern die Informationsverarbeitung zwischen der Bewegung der Hand und der Endoskopspitze.

Trotzdem bietet das Erlernen der Videoendoskopie im Rahmen der Ausbildung erhebliche Vorteile: Nicht nur aus Gründen der Schonung der Wirbelsäule, dem Schutz des Gesichts des Operatuers vor Blutkontakt (HIV, Hepatitis), sondern auch wegen der klaren, stark vergrößerten und detailreichen Bilddarstellung und damit verbesserter operativer Präzision gehen heute auch viele erfahrene Endoskopiker zur routinemäßigen Videoendoskopie über.

Für die Bevorzugung der Videotechnik spricht auch die visumotorische Seitenbevorzugung. 20 % aller Urologen erwiesen sich als linkshändig, ca. 17 % als links- oder beidfüßig, lediglich 4 % als linksäugig. Die Seitenbevorzugung war bei 69 % kongruent (Auge, Hand und Fuß links oder rechts). Lediglich Chirurgen mit kongruenter Linksbetonung bevorzugen die Direktsicht, während rechtskongruente sowie inkongruente Urologen die Videoendoskopie bevorzugen und nur rechtskongruente Personen mit Direkt- oder Videoendoskopie arbeiten können.

Der Verzicht auf die Direkteinsicht ermöglicht außerdem auch bei schwer zu lagernden Patienten,

z. B. Patienten mit spastischen Lähmungen, Endoprothesen oder Arthrosen, einen sicheren endoskopischen Zugangsweg, da damit nicht mehr zwingend eine Steinschnittlage erforderlich ist und der Operateur nicht mehr unbedingt zwischen den Beinen, sondern auch seitlich vom Patienten stehend agieren kann.

Aufrechtes Sitzen während der Operation führt beim Operateur zu deutlich geringeren Ermüdungserscheinungen. So konnte elektromyografisch nachgewiesen werden, dass die Ermüdung des M. trapezius von 80 % auf 42 % nach Redesign des Arbeitsplatzes mit Videoendoskopie gesenkt werden konnte (Luttmann et al. 1998, Arnold-Schulz-Gahmen et al. 1998).

Sieht man von der Verwendung als Operationsendoskop, z. B. als Resektoskop, ab, gibt es heute auch flexible dünne Zystoskope, bei denen der bilderfassende Chip nicht mehr am Okular, sondern miniaturisiert an der Spitze des Videoendoskops sitzt. Vorteil eines solchen Endoskopiesystems ist, dass statt relativ voluminöser Glasfaserbündel zur Bildübertragung nur dünnkalibrige Drähte vom Chip in der Instrumentenspitze zur Übertragungseinheit führen müssen. Das störende Moiréemuster der Glasfaserbündel entfällt und der Querschnitt des Endoskops kann für einen besseren, dickeren Glasfaserlichtleiter und für einen größeren oder mehrere Arbeitskanäle verwendet werden.

Auch die Bilddarstellung wandelte sich dahingehend, dass die digitale Bilderzeugung, die bis ins Jahr 2000 in ein analoges Signal für den Monitor und die Bandaufzeichnung umgewandelt werden musste, bei den modernsten Kamera-Wiedergabe-Einheiten ein rein digitales Bild erzeugt und wiedergibt. Damit kann ein praktisch verlustfreies Signal verarbeitet, digital auf Speicherchips oder Festplatte gespeichert und über ein Glasfasernetz oder Funk als Bild ausgegeben werden (Telemedizin).

Die rasant fortschreitende Weiterentwicklung der digitalen Bildtechnik sorgt inzwischen für extrem hochauflösende Bilder (»high definition television«, HDTV), die auch durch die Möglichkeiten der digitalen Bildverarbeitung in Echtzeit zur verbesserten Darstellung operationswichtiger Details durch Kantenanhebung, verbesserte Darstellung von Kapillargefäßen und Schleimhautoberflächen durch Narrow Band Imaging (NBI) die Sicherheit der Eingriffe deutlich verbessert hat.

In den Hintergrund getreten ist in letzter Zeit allerdings wieder die (Pseudo-)3-D-Technik, bei der mithilfe zweier zeitversetzter und leicht in der Parallaxe verschobener Bilder mit einer Shutterbrille ein räumlicher Eindruck des Operationsfeldes vermittelt wurde.

Aus der »einäugigen Kunst ohne Zeugen« ist somit innerhalb von 40 Jahren ein Operationsverfahren geworden, das mehr Einblicknahme in das Operationsfeld gestattet als die meisten »offen-chirurgischen« Operationen.

Literatur

Reuter HJ (1984) Atlas der urologischen Endoskopie, Bd 1. Stuttgart: Thieme

Hartung R, Tammen H (1978) Teaching attechments bei der TUR. Verhandlungsberichte Deutsche Gesellschaft für Urologie, 30. Tagung. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, S 489–490

Mauermayer W (1980) Lernen und Lehren transurethraler Operationen. Urologe B 20: 129–131

Matouschek E (1980) Video-Technik in der Urologie. Verhandlungsberichte Deutsche Gesellschaft für Urologie, 31. Tagung. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, S 519

Braun J, Mauermayer W, Hartung R (1981) Fernsehen in der urologischen Ausbildung. Acta Mediotech 29: 252–253

Pongratz G (1984) The application of Color-CCTV cameras in urological endoscopy. Endourology. Steinbrück, S 362–363

Braun J, Mauermayer W, Schütz W, Hofmann R (1984) A light-sensitive, miniature TV-Camera, progress in teaching TUR. Endourology. Steinbrück, S 363–364

Blandy J.P, Fowler C.G (1984) Endoscopic television as a method of teaching endoscopic urological operations. Endourology. Steinbrück, S 365–366

Nouira Y, Kbaier I, Attyaoui F, Horchani A (2002) How did the endoscopic video camera change our practice in transurethral resection of the prostate? A retrospective study of 200 cases. J Endourol 16 (10): 763–765

Faul P (1993) Video TUR: Raising the golden standard. New aspects, techniques and tendencies to minimize invasiveness. Eur Urol 24: 256–261

Luttmann A, Sökeland J, Laurig W (1998) Muscular strain and fatigue among urologists durch transurethral resections using direct and monitor endoscopy Eur Urol 34: 6–14

Arnold-Schulz-Gahmen BE, Ehrenstein WH, Schweingruber T et al. (1998) Laterality of eye, ear, hand and foot: distribution and implications for sensory-motor performance. Eur J Physiol 435: 228

http://www.springer.com/978-3-662-53980-4

Endoskopische Urologie
Atlas und Lehrbuch
Hofmann, R. (Hrsg.)
2018, XIX, 383 S. 220 Abb., 200 Abb. in Farbe. Mit Online-Extras., Hardcover
ISBN: 978-3-662-53980-4