眼科用光学機器へのテレビジョン応用

加藤 康夫[†], 西村 新一[†]

眼科用光学機器とテレビ技術が結びつき、新しい技術分野が生みだされている。ここでは、テレビを応用した赤外線レフラクトメーター、蛍光眼底テレビ装置、無散瞳眼底カメラとテレビシステムを導入した眼科用手術顕微鏡について、光学系の原理を主体として紹介する。

1. ま え が き

今日、テレビは医学分野において新生児室、小児病室の監視、精神病患者の動態の観察等の形態的監視に、病院内監視観察用テレビとして広く活用されている。また、臨床医学面でも、循環器系、消化器系、泌尿器系、脳神経系、呼吸器系などで、低照度、低コントラストの悪条件のもとで忠実な映像再現への研究、技術開発がなされ、X線テレビ、カラーテレビ内視鏡として完成し、血管造影法の進歩はX線テレビの普及発展による、といわれるほどまでに重要な役割をはたし医学に貢献している¹⁾。

近年、眼科領域でも検査面で測定光に赤外線を使用し、可視化への変換手段として赤外線テレビカメラを利用した眼科用光学機器が開発されるとともに、研究、教育面でテレビシステムの導入が活発となってきた。

本稿では眼科用光学機器にテレビを応用した実例と眼科手術用顕微鏡へのテレビシステム導入の例を紹介する。

2. 赤外線レフラクトメーター

2.1 屈折検査とレフラクトメーター

眼の屈折度を測定する方法には、他覚的測定法と自覚的測定法がある。前者は被検者の眼底に投影した視標を光学的に観察し、被検者の判断を求めずに測定する方法で、後者は眼鏡試験枠に次々とトライアルレンズを入れ替え、被検者の判断を求めながら測定して行く方法である。正確な屈折度の決定と検査時間の短縮のため、屈折検査の実施手順は他覚的測定をおこなった後に自覚的測定をおこなうのが原則とされている²⁾。

レフラクトメーターは代表的な他覚的屈折測定装置

で、屈折異常眼の装用すべき遠用眼鏡の球面レンズ度および乱視度、乱視軸を迅速、簡単に求められるのが特長である。欠点は機械近視、夜間近視による調節の介入がみられる点にある。これは今日でもなお眼のもつ特殊性のため完全に解決し得ない大きな問題点である³⁾。また、もうひとつのめがせない欠点として、自然瞳孔 3mmφ程度の瞳孔を通して、反射率 0.7% の黄斑部からの反射光をとりだすという条件下では、どうしても強力な可視光を眼球に入射せざるを得ず、被検者は眩暈を感じ瞳孔を縮小させるとともに、残像を生じ、引き続き自覚検査に移行できないという問題がある。

1970年代となって、それ以前より、調節の変化の研究に用いられていた赤外線オプトメーター⁴⁾をもととして、オートレフラクトメーターの開発があいついだ⁵⁾。時を同じくして、接眼レンズ部にチャンネル形 I.I 管をとりつけたレフラクトメーター⁶⁾が試作され、その後、赤外線レフラクトメーターとして実用化された。今日、両者とも他覚的屈折測定に広く活用されている。

2.2 赤外線レフラクトメーター

トプコン赤外線レフラクトメーター RM-200 の外観を写真 1 に示す。撮像管とテレビモニターとも本体部に一体化されている。

写真 1 トプコンレフラクトメーター RM-200 外観

[†] 東京光学機械株式会社

"Television Application for Ophthalmic Instruments" by Yasuo Kato and Shinichi Nishimura (Tokyo Optical Co., Ltd., Tokyo)

基本的光学原理は合致式⁷⁾で、光学系は機能上から視標投影系、観察系、注視目標系、照準観察系、照準照明系、テレビ系に分けられる。図1に光学系の概要を示す。

光源 F_1 からの光束はコンデンサー L_1 で平行光とされ、赤外フィルター R を通り、垂直と水平のスリットから成る視標 T_1 を照明する。スリットには一眼レフカメラのスプリット方式と同様の偏角プリズムが合成されており、それぞれのスリットからの光は2分された光束となる。 T_1 通過後の光束はレンズ L_1 の焦点に設置した2孔絞り D_1 上に2つのフィラメント像を結像した後、穴鏡 M_2 で反射され、乱視測定用イメージローター P_1M_3 を通過し、対物レンズ L_3 により被検眼 E の瞳位置に再結像する。一方、視標 T_1 のスリットについてみると、2分された光束となって瞳孔を通過し眼底へ投影されるかたちとなる。

被検眼と視標像との関係とその測定原理を図2に示す。図2(a)は屈折度測定原理図で、 R_1 が眼底面であれば T_2 のように視標は合致するが、 R_2 が眼底面の時には T_2' のように分離してしまう。図2(c)は乱視軸測定の原理図である、直交する C_1 と C_2 をそれぞれ被検眼の強主径線と弱主径線とする時、強主径線と θ の角度で入射する光束は眼球内でねじれ、眼底面がどこであっても合致することはない。これを $\theta=0^\circ$ とすれば入射光束は同一平面を進み常に合致する。図2(b)は観察光学系原理図である。眼底からの視標像は T_3' に結像するが、絞り D_2 は L_4 の前側焦点に設置し、主光線は光軸と平行となるテレセントリックな光学系としているので、 T_3 位置でも分離量は変化せず、ぼけた視標像となる。 T_3 と光電面 T_4 は L_5 と L_6 で共役となっており、テレビモニターには T_3 の状態そのままが映じられる。 D_1 は一對の2孔絞りとして述べたが、これと直交する方向にもう一對の2孔絞りとし、それに対応する視標を用いれば、2主径線を同時に測定できるワンポジション測定が可能となる。

検者は写真2のテレビモニターをみながら測定をおこなう。被検眼に乱視のある場合はイメージローター P_1M_3 を回転し、瞳孔位置での入射光束を回転させ乱視軸視標を合致させる。次いで T_1 と T_3 、 L_5 を光軸に沿って眼底と視標が共役となるように移動し、球面度、乱視度視標をそれぞれ合致させる。結果はデジタル表示される。

他覚的測定で被検眼と本体との相対的位置関係は、作動距離は球面度に、アライメントは乱視度は無視し得ない誤差として影響する。照準は図1の照準照明系から前眼部に投影した垂直視標 S_1 と照準観察系の水平視標 S_2

図1 赤外線レフラクトメーター光学系

図2 レフラクトメーター測定原理図

写真2 RM-200 のモニター画像デジタル表示

を光電面 T_4 に導き、写真2のように S_1 と S_2 の中央部に被検眼を位置させることによっておこなわれる。

撮像管光電面での放射照度は光源の輝度と絞り D_1 と D_2 の瞳孔位置での面積に比例し、視標の光電面への投影倍率の2乗に逆比例する。6 V、15 W の白熱電球を用いた時 $0.8 \sim 1 \mu\text{m}$ の波長範囲で、眼球・光学系の損失を考慮した光電面放射照度は数 nW/mm^2 と少ない。そのうえ白色光と比較する時、眼底における赤外光の主

反射面は眼底深層となり、視標像ににじみを生じコントラストは低下してしまう。撮像管は近赤外ニュービコンを用いているが、余裕ある状態とはいえない。さらに高感度撮像管の開発を期待したい。

3. 眼底カメラ

3.1 蛍光眼底テレビ装置

蛍光眼底撮影は、被検者の肘静脈に注入した蛍光造影剤の眼底血管内での動きを経時的に観察、記録する方法である。眼底血管に出現した造影剤は動脈→毛細血管→静脈へと順次流れてゆき、それぞれの時相ごとに特徴ある蛍光所見が得られる。標準的な循環時間は造影剤注入開始後7秒にはじまり15秒で終了する。このような短時間に急速に変化する造影経過を観察、記録する手段として、テレビが注目され、いくつかの試みがなされた^{8)~10)}。

代表的な蛍光眼底テレビ装置はSEM管（シリコン電子増倍管、東芝）を用いた装置である。眼底カメラをなら改造することなく、毎秒60フィールドの造影経過の記録に成功した。写真3に眼底テレビによる蛍光眼底撮影例を示す。網膜血管の動的变化を記録できる価値は研究、教育上大きいが、20 μ mの毛細血管も撮影可能なスチール写真に比較し、再現画像の解像力は見劣りする。この画質の差は装置の高価さとあまって実用化への大きな障害となっている。

3.2 無散瞳眼底カメラ

眼底撮影には散瞳剤の点眼を必要とするが、点眼は眼圧上昇をとまなうため、緑内障の素質をもつ人に対しては警戒を要するうえに、被検者にとっては調節まひとまぶしさで、仕事のできる状態ではなくなってしまう。

主として集団検診のニーズから、暗室内での自然散瞳を利用し眼底撮影をおこなう無散瞳眼底カメラが開発された¹¹⁾¹²⁾。無散瞳眼底カメラの外観を写真4に示す。本装置は通常の眼底カメラの観察照明光を赤外光とし、ファインダーに相当する部分に設置した赤外線テレビカメラで眼底像をとらえる。テレビモニターに映じられる眼底像は、眼底の色調は赤が主体であるため、コントラストが悪く正確な合焦は不可能である。合焦の補助手段として、前述したレフラクトメーターのスプリット視標合致方式を採用している。また、眼底の照明むらや角膜反射による画面上のフレアーの有無も、テレビモニターでは判別できないので、本体に内蔵した2つの点光源の角膜反射像を、画面水平方向で左右に振り分けて照準をおこなう。写真5のように合焦と照準が完了したらキセノン放電管を閃光させて撮影をおこなう。

高齢になると自然散瞳が不十分であるうえに、眼球透

写真3 蛍光眼底テレビによるモニター上の蛍光眼底像

写真4 トプコン広角無散瞳眼底カメラ TRC-NWZ

写真5 テレビモニター上の眼底像と合焦用スプリット視標および照準用点光源視標

光体がにぎってきて十分な結果が得られない場合があるが、全体的にみると90%近い成功率で、熟練を要せず、初心者でも平均的な撮影結果が得られる。

撮影にはキセノン放電管を閃光させるので、被検者は残像を生じ一時的にしろ不快感はまぬがれない。赤外線テレビカメラでVTRに記録した結果で、あるいはさらに発展して画像処理による自動診断が可能となれば理想的であると考えられる。

4. 眼科顕微鏡手術とテレビシステム

顕微鏡下で強拡大して精密な手術をおこなうこと“マイクロサージャリ”¹³⁾は、まず耳鼻科の分野から始められた。眼科分野では1970年に「眼科顕微鏡手術の会」¹⁴⁾が発足し本格的導入の検討が開始された。現在では眼科手術そのものの会得のため、またその発展のために必須の器械となっている。眼科マイクロサージャリは、角膜手術・前房・虹彩手術・白内障手術・緑内障手術・硝子体手術・眼底手術と、眼球のすべてがその対象となる。そのほとんどが非常に精緻な手術であり、 $10\mu\text{m}$ 領域の精確さが要求される。したがって手術中は術者以外の者がその手術状況を見ることが困難とされていた。ひとつの方法として、顕微鏡光学系の途中に beam splitter を設け、共観光学系を通してただ1人のみ観察する方法、または35mm スチール写真やシネ撮影を行って術後観察する方法などがとられていた。しかしその方法では、多人数での同時共観と、記録の即時性という要求が満たされない。時代の当然の要求として、また我が国のテレビ技術の優秀さと相まって、1975年眼科マイクロサージャリに、他の分野より先駆けてテレビシステムの導入が実現¹³⁾¹⁵⁾¹⁶⁾された。写真6はそのシステムの代表例のひとつである。現在では大病院を初めとして広く行き渡り、教育のために、また眼科マイクロサージャリそのものの発展のために欠かすことのできないシステムのひとつになっている。

4.1 テレビカメラの選択

眼科マイクロサージャリ導入の第1条件は、できる限り小形コンパクトで軽量なことである。これは写真7の手術風景で見られるように、顕微鏡体とテレビカメラがすぐ近くで接続しており、そのために顕微鏡のピント合せ等の操作に支障をきたさないために、また術者の手術操作空間をできる限り広く確保するためである。第2は手術状況をできるだけ忠実に写し出すこと、すなわち充分な解像力と、カラーリング(特に赤色)が忠実であることである。第3は適当なコスト(100万円前後)であること。以上の条件を満たすものとして、まず1管式の普及形として、ソニー製:DXC-1750形、日立製:HV-9015J形、3管式の高級形として、東芝製:CK 36A形、池上通信機製:MK-309形、等があげられる。

4.2 光学系

顕微鏡光学系を通してカラーテレビ撮影までの光学系として、照明光学系と撮影光学系の2つに分けて考えてみる。

(1) 照明光学系

顕微鏡内蔵の同軸照明が使われ、その方式は図3のよ

写真6 トプコン手術顕微鏡 OMS-100 とテレビシステム

写真7 眼科顕微鏡手術風景

うに、ライトガイドを使用して光源部を顕微鏡部より離れた位置に設ける方式と、ライトガイドの代りにミラー系にて顕微鏡部のすぐ近くに光源部を設ける2方式がある。前者は後者に比較して、ライトガイド使用による光量損失が約50%あることと、ライトガイドの特性から、照明光学系立体角が 60° で制限され、照度アップの面で不利であるが、その反面、顕微鏡部に対して光源熱の影響がないことと、さらに顕微鏡周囲がコンパクトに設計され、術者の手術操作がやり易いという重要な利点を有する。光源としてタングステン電球6V 30W、またハロゲン電球では15V 150Wか、12V 100W(いずれもコールドミラー付き)が使われており、被写体面上(被検眼上)での照度は最大10~15万lxに達する。一方、撮影光学系は、顕微鏡体の大きさの制約から、ま

た焦点深度の要求から、その明るさがFナンバー 20 以下と暗い光学系である。テレビ撮像管上での照度計算を次式、

$$E = \tau \pi L \sin^2 \theta'$$

E : 像面の照度 (lx)

τ : 光学系の透過率 (%)

L : 被写体面の輝度 (Cd/m^2)

θ' : 像面側の射出角度

より算出してみる。いま被写体上の照度 10 万 lx とし、その被写体が反射率 50% の完全拡散面とすると、 $L = 100,000 \cdot 0.5 / \pi (\text{Cd}/\text{m}^2)$ 、レンズ 1 面の透過率 98.5% とし (26 面有)、また beam splitter による減衰 50% とすると、 $\tau = (0.985)^{26} \cdot 0.5 = 0.3375$ 、 $\sin \theta'$ は倍率によって変化する。テレビ撮像管までの倍率、0.32~1.85 倍のとき $\sin \theta' = 0.0506 \sim 0.0253$ 、よって像面上の照度は $E = 43.2 \sim 10.8 \text{ lx}$ となり高倍率で、眼内部の透明部分の観察には光量不足となる。それを補うために光源をパワーアップし患者眼上での照度アップを図ることには問題が生じる。すなわち、眼底網膜や水晶体レンズへの悪影響¹⁷⁾が考えられるので、さらにテレビ撮像管の感度向上が要求される。

(2) 撮影光学系

テレビ撮像管カメラまでの撮影光学系として2つの形式がある。そのひとつは術者の観察光学系と独立した光学系から成っている形式で、明るい光学系ではあるが、大きな欠点として術者の観察状況と全く同じ状況が観察、記録できないことである。例えば、術者の手の陰で見えなくなったり、また術者の倍率変化に伴う視野変化に追従できず、真に同じ状況を把握することができない。もうひとつの形式は図4で示すように、術者の観察光学系の途中に beam splitter を設け、術者観察側とテレビカメラ側へ光束を分割する方法である。前者に較べて beam splitter 使用による光量損失のため暗い光学系になるが、最も大切なことである術者と全く同じ手術状況を観察、記録することが可能である。現在ではこの形式のものが主流になっている。

4.3 テレビシステムの他の利用法

テレビ画像を単に観察、記録するだけでなく別の観点からマイクロサージャリに利用できないか考えてみる。

(1) 手術中顕微鏡や患者が動くことがあり、そのつど術者や助手の人が、X-Y 微動装置や、ピント合せ装置を操作して先の位置に修正する。そのための操作が面倒であることと術者の手術への集中が薄れる。それをテレビを利用して、すなわち術者の意図とする手術状況を記憶させ、上記動きがあったとき常に元の状態にもどすオートサーボ機構との連結ができないか。

図3 同軸照明系と観察系の光学系

図4 観察光学系とテレビ光学系

(2) 立体カラーテレビの実現化で、今まで偏光眼鏡方式や、ホログラフィー等考えられているが、立体感、解像力の点で顕微鏡の代役には今ひとつ物足りない。それが実現できれば、顕微鏡を覗きこむという煩わしさから解放され、長時間の手術が楽におこなえる。

5. む す び

以上、眼科用光学機器の限られた機種へのテレビシステム応用の現状について概要を述べた。その大半はテレビ画像の観察手段を利用したものであり、その効果として省力化、使い易さ、新しい分野の開拓等をもたらして

くれた。さらに今後は、テレビを電気信号のひとつとしてとらえ、コンピューター等との組合せによって画像処理、計測分野への応用が期待できる。

最後に眼科用光学機器開発の立場からテレビ技術の今後の進歩を願うならば、(a)眼内入射光量ができる限り少なくすむようにテレビカメラの感度向上、(b)詳細で鮮明な画像が得られるように解像力、コントラストのアップ、(c)さらに使い易くするためにコンパクト、軽量化、(d)そして適度のコスト、ときわめて常識的な性能アップが望まれる。

(昭和55年9月24日受付)

〔参考文献〕

- 1) 岩井喜典, 野辺地篤郎, 的崎 健: 医用テレビジョン, コロナ社 (1974)
- 2) 大島祐之: 屈折検査, 眼科, **19**, 10 (1977) 851-859
- 3) 所 敬: 屈折検査の問題点, 眼科, **21**, 10 (1979) 1005~1012
- 4) F.W. Campbell, J.G. Robson: High-Speed Infrared Optometer, J. Opt. Soc. Am., **49**, 3(1959) 268-272
- 5) Tom N. Cornsweet, Hewitt D. Crane: Servo-Controlled Infrared Optometer, J. Opt Soc. Am., **60**, 4 (1970) 548-554
- 6) 大島祐之, 伊藤ゆり子, 和田新二, 北尾郁雄, 滝沢志郎, 加藤康夫: チャンネル型 I.I. 管のレフラクトメーターへの応用, 臨床眼科, **30**, 10 (1976) 1219-1223
- 7) 田中 実, 滝沢志郎: 合致式レフラクトメーターについて, 臨床眼科, **20**, 7 (1966) 1025-1030
- 8) 滝沢志郎, 油 大作, 加藤康夫, 神谷 稔: 超高感度撮像管を用いた螢光眼底テレビ装置, 臨床眼科, **27**, 3 (1973) 377-380
- 9) Wichard A.J. van Heuven, M.D. Charles A. Schaffer, B.A.: Advances in Televised Fluorescein Angiography Fluorescein Angiography (Ed. K. Shimizu M.D.), 医学書院, 東京 (1974) 10-14
- 10) Shiro Takizawa, Daisaku Abura, Shoichi Miyashiro, Sc. D.: Technical Setup of Television Fluorography Fluorescein Angiography (Ed. K. Shimizu M.D.), 医学書院・東京 (1974) 20-22
- 11) 金上貞夫: 眼底カメラ最近の進歩, 日本の眼科, **48**, 4 (1977) 295-300
- 12) 小林萬伸, 松村 勲: 無散瞳眼底カメラ「CR-45NM」, 医用電子と生体工学, **15**, 5 (1977) 371-372
- 13) 三島済一: 眼科顕微鏡手術, 医学書院 (1975)
- 14) 湖崎 弘: 眼科手術用顕微鏡の現状, 日本の眼科, **142** (1974) 15-36
- 15) Saichi Mishima and Shiro Takizawa: Development in Microscope Design, Adv. Ophthalmol., **137** (1978) 4-10
- 16) 湖崎 弘, 中坂 明: 顕微鏡手術用ビデオシステムの開発, 日本眼科紀要, **26**, 1 (1975) 52-55
- 17) Joseph L. Colkins, M.D.: Retinal Light Exposure From Operation Microscope, Arch Ophthalmol, **97**, Dec. (1979) 2623-2389