

# X線透視装置とX線透視<sup>\*1</sup>

## *Fluoroscopes and fluoroscopy (Carman Lecture)*

*Chamberlain WE. Radiology. 38:383-413, 1942*

ここで講演する名誉に恵まれた演者は、まず Dr. Russel D. Carman の履歴を紹介し、もし幸いにも個人的な知遇を得ている場合は、その豊富な魅力的なエピソードに触れるのが慣わしになっています [3,37]。

私も生前の Russel Carman を知り、愛し、その記憶を大切に想う者のひとりです。彼は 17 年以上にわたって私の上司でした。威厳ある彼の前に初めて出た時の畏怖を良く憶えています。しかし彼の優しい温かい性格がすぐにその心配を払拭してくれました。彼の我々若い者たちへの接し方は理想的とも言えるもので、この出身であろうと、またこちらが彼に何を求めているか関わらず、彼の知遇を得られたことに感謝しない者はありませんでした。

ミネソタ放射線学会 (Minnesota Radiological Society) にはもうひとつの Carman Lecture があり、毎年の総会で行なわれます。1935 年 6 月 25 日のこの講演は、かの Percy Brown による「X線透視の始まりと発展—その米国における Carman の影響」と題するものでしたが [3], Percy Brown の一連の講演の中でも最高の傑作でした。

各州の地方医学会誌はあまり広く読まれるものではなく、Minnesota Medicine 誌も例外ではありません。私がここで Russel Carman の既に豊富な伝記に屋上屋を重ねるよりも、この 1935 年の Percy Brown の講演を Radiology 誌上に再掲していただくことを、編集部にお願いするものです。そうすれば、今晚の私のお話も掲載に値するものとなり、Dr. Brown の傑作に対する技術的な補遺となることを嬉しく思います<sup>\*2</sup>。

### 新しいX線透視装置の開発<sup>†</sup>

約半世紀にわたって、物理学者、技術者が放射線医学の発展に努力してきました。現在では、数年前には夢にも思わなかった装置を手にするできるようになりました。しかしこのような技術、装置の進歩は事実上 X 線治療と X 線撮影の分野に限られていました。X 線透視は、1917 年の Carman の教科書の初版 [8] に登場したときと同じです。実際、1941 年に市販されているモデルと、1912 年に私の父が Bob Kelley から買った装置は、驚くほど良く似ています (図 1-A, 1-B)。一方、X 線治療、X 線撮影の装置の変化は非常に大きく、現在と当時の装置は似ても似つかぬものです。

全く変化や改良がなかったとは言いません。利便性、可搬性の面では、一定の進歩がありました。現在では透視用傾斜テーブルの多くは電動です。装置は耐電撃性で、放電によって透視室にオゾン臭が立ちこめ、患者や助手に高圧配線に近寄らないように警告する必要があります。物理的な設計の面から言えば、新たな進歩が出現しています。

その好例は、Dr. John Camp の設計になる双方向性傾斜台で、これは特にリビオドール脊椎造影用に開発されたものですが、多くのルチーン検査にも有用なものです。これは独創的なインターロック支点方式 (図 1-C) と、従来のクランクと連結桿に替わる特製のラック／ピニオン方式の全く新しい駆動装置を備え、いづれかの端が直立するまで完全に 180 度傾斜します<sup>\*3</sup>。

1924 年、Schittenhelm & Wels は、人工気腹検査用の多方向透視装置を報告しました (図 1-D)。この独創的な装置は、もっと注目されて良いと思います。施設の耐衝撃性化が進んだ現在、その高度のフレキシビリティを最大限に活用できます。例えば、胃の噴門側や、しばしば認められる「隠れた幽門」は、この装置による特殊な体位、入射方向を使えば見えるようになることが期待できます。

### 気管支鏡用透視装置の開発

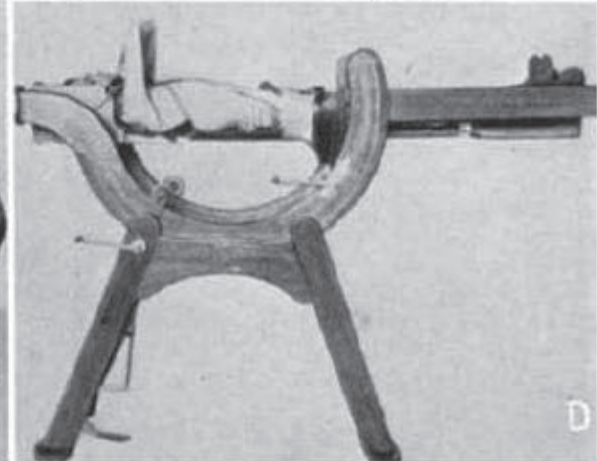
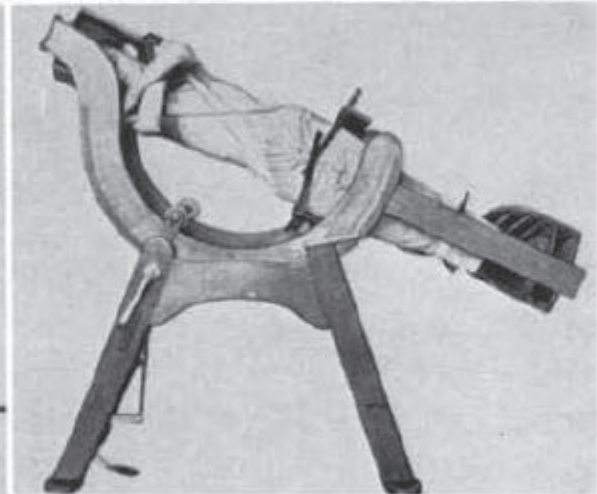
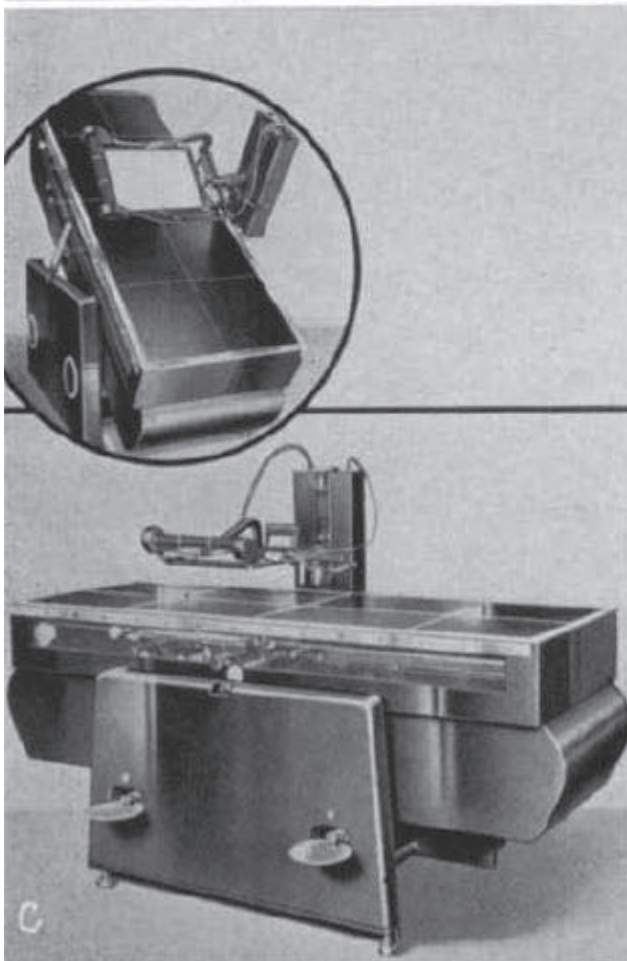
11 年前、私が Temple 大学病院に着任したとき、ちょうど Dr. Chevalier Jackson が、その長い輝かしいキャリアの最後を飾ることになる新しい気管支鏡クリニックを組織していました。Dr. Jackson が Temple 大学に生涯を捧げようというのですから、大学も当然のことながらその新しい部門に金を惜しみません。設置され

<sup>\*1</sup> 1941 年 12 月 2 日、第 27 回北米放射線学会 (RSNA) 年次大会、サンフランシスコにて講演。

<sup>\*2</sup> 編集部は Dr. Chamberlain の要望を飲んで受入れ、Dr. Brown の許可を得てこの論文を本号に掲載した (114 頁)。

<sup>\*3</sup> 透視装置を固定軸あるいはベアリング上で傾斜させる通常の構造では、一般に距離が問題になる。焦点—皮膚 (検査台) 距離がときに 15 ~ 16 インチ以上にもなる。この後本稿でも強調するように、さらに大きな距離が望ましい。現在市販されている通常の傾斜台透視装置に「遠隔透視」機能を追加するには、一般に (a) 床面からの検査台の高さを必要以上に高くし、(b) 頭低位 (Trendelenburg 体位) の傾斜機能を省略する必要がある。著者が Dr. Camp の検査装置を調べたところ、固定軸、ベアリングがないことを活かせば、検査台高を通常の 34 ~ 34.5 インチ以上にすることなく、また Trendelenburg 体位機能を捨てることなく、焦点—検査台距離を 30 インチまでとることができる。

† 小見出しはすべて訳者が分かりやすさに配慮して追加したもの。



A. 旧式の「垂直型」X線透視装置 (Carman & Miller. Roentgen Diagnosis of Diseases of the Alimentary Canal. p.40, 1917). このような改良は純粋に機械的なものとどまり、根本的なものではなかった。

B. Eugene Caldwell 博士設計による初期の「傾斜式」X線透視装置 (AJR 5:561,1918).

C. John D. Camp 博士による双方向性傾斜台。特にリビオドールによる脊椎造影用に開発されたものだが、ここでは従来の回転軸・歯車方式に替わる連結桿・支点方式の採用によって、焦点-蛍光板距離、焦点-皮膚距離を大きくとれるようになった点が注目される。

D. Schittenhelm & Wels による透視装置。気腹写用にフレキシブルな構造になっている。最新のケーブル接続式の耐電撃性管球を備え、消化管 X 線診断における信頼性の向上が期待できる (Lehrbuch der Röntgendiagnostik. p.986. Springer, Berlin, 1924).



たバイプレーン透視装置は当時入手可能な最高のものでした。着任後間もなく、私は Dr. Jackson とその多くの助手とともに透視室に入りました。症例は、肺に針が入った小さな患者でした。30 分後、気管支鏡で針は摘出されましたが、この時の経験から私は Dr. Jackson の透視をなんとか改良しようと決心したのです。内視鏡手技への透視医の貢献が不十分であることは明らかで、装置の欠点の多くは改良可能なものでした。私は腰かけて、装置と手技の欠点をメモしました。

透視の輝度、特に側面透視の輝度は不十分で、耐電撃性にするために油浸された装置の輝度には一定の限界がありました。このような特に電圧に制約のある油浸装置に固有の条件下では、装置を患者に十分接近させる必要がありました。線量計で測ってみると、わずか 20 分の側面透視でも線量は安全限界ぎりぎりに達していました。また焦点－被写体距離が短いことによる不都合な点として、患者の頭頸部を気管支鏡検査のために適当な位置に保持する役割を果たす大切な助手、「ヘッドホルダー」の被曝がありました。この最初の経験から、私は Dr. Jackson がその名を知られる研究つくされた手技が、実はバイプレーン透視装置によって危険なものになっていることを知ったのです。X 線管と変圧器が搭載されている大きなオイルタンクが気管支鏡術者のすねにぶつかり、ヘッドホルダーをしてほとんどその役割を果たせないほど遠くに追いやっていました。

焦点－被写体距離が短いことによるもうひとつの不都合は、異物の陰影がボケることです。針と蛍光板の距離が非常に大きく、管球の焦点も大きいので、異物の陰影はほとんど半影状態でした。実際のところ、蛍光板に本影がどの程度投じていたのか定かではありません (図 2)。

幸いなことに私には技術者の O. C. Hollstein 氏がいました。彼は 1929 年にドイツから渡米する前には、Dessauer 初め有名な放射線科医の下で仕事をしていた優秀な機械技術者でした。Dr. Chevalier Jackson と密に接し、その患者への献身的な姿勢に触発された我々は、さまざまな新しい機能を備えた透視装置の製作を開始しました。経時的な試用に耐えたモデルを図 3 に示しますが、1 回毎に少しずつ目標に接近して、過去 6～7 年にわたって稼働しているこの装置は、5～6 台目だと思います。

この装置の特徴をまとめると次のようになります。

1. 焦点－蛍光板距離 (および焦点－皮膚距離) が適当で、通常の実験条件では水平方向 48 インチ、垂直方向 54 インチ、焦点－皮膚距離はそれぞれ 36 インチ、44 インチである。
2. いずれの X 線も比較的高エネルギーで、水冷管球によって、短時間照射では 110kVp, 18mA まで、連続照射では 6mA まで可能である。
3. プッシュボタン、トグルスイッチによる遠隔操作により、視野径、照射方向、2つの出力設定をいつでも選択できる。
4. 蛍光板、X 線管、透視絞りが正確に移動して、蛍光板通過後の X 線束が常に保護鉛ガラスに入射するようになっている。
5. 蛍光板とその支持装置を除いて、すべての装置が検査台から十分離れた距離にあるフロアパネルあるいはサイドパネル内に収まっており、気管支鏡術者や助手の動きを妨げない。

我々の現在の目的から言うと、単にこの装置について説明することよりも、これを使って学んだことを示

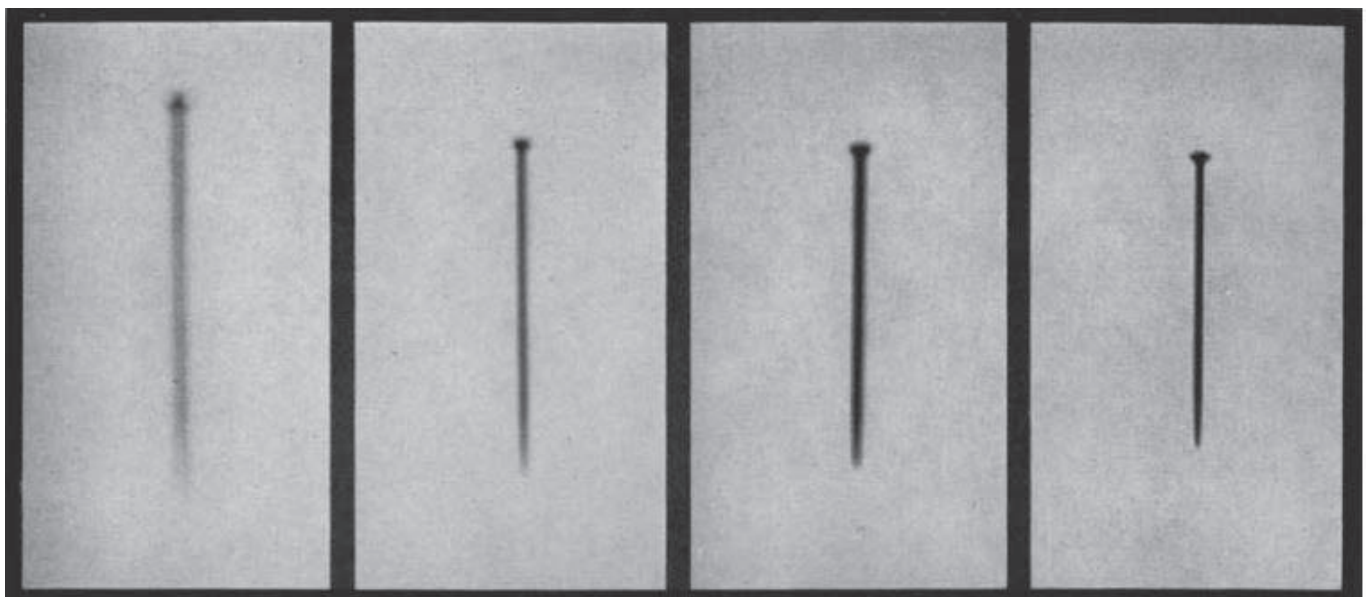


図 2. 焦点－皮膚距離を大きくすると皮膚線量の低減とは別に、画像の鮮鋭度が大きく向上する。4 枚の異物 (普通の針) の透視像は、いずれも蛍光板から 6 インチの位置にあるが、焦点－蛍光板距離はそれぞれ 16, 25, 30, 48 インチである。X 線管球は 10 年前に良く使われていた彎曲焦点、冷却管型、本体は油浸型、耐電撃型で、気管支検査用バイプレーン装置である。距離が短くなると、陰影はほとんど半影のようになる。

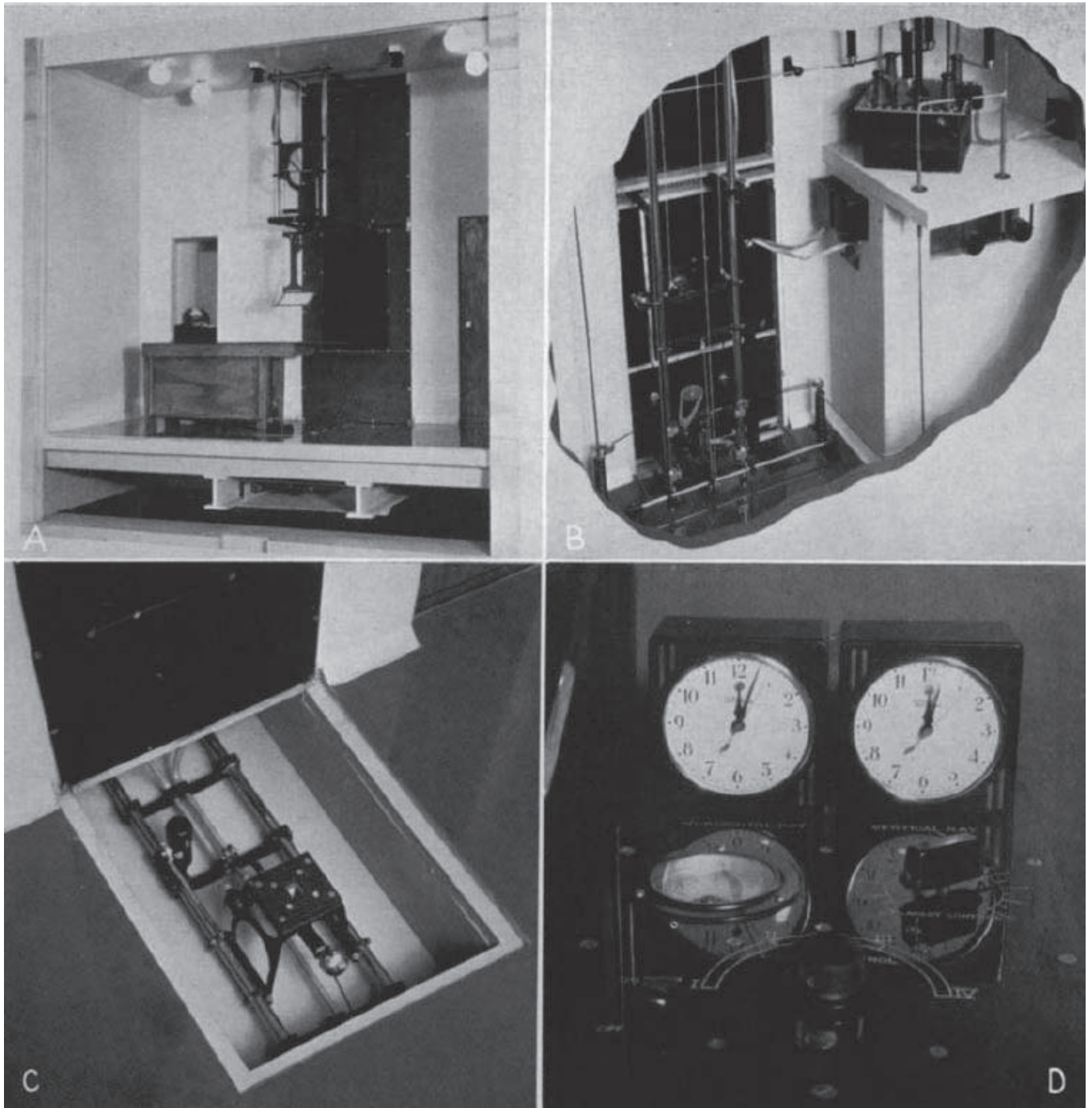


図 3. Temple 大学病院の自家製バイプレーン透視装置.

A. 装置の後ろに隠れてしまう部分も透視できるように正確に設計されている。垂直方向 X 線の管球は、スチール製フロアのベークライト製パネルの下にあり、焦点-蛍光板距離約 54 インチとなっている。水平方向 X 線の管球は、壁のベークライト製パネル内にある。蛍光板上のすぐ手が届く位置にトグルスイッチ、プッシュボタンがあり、電動透視シャッター、X 線選択用高圧スイッチ、一時的に輝度を増加させるブースターを操作できる。

B. 壁パネルの後ろの高圧ユニット。スチール製配管フレーム、水平方向 X 線管球、遠隔操作される高圧スイッチ、柵の上の X 線変圧器が見える。

C. フロアプレートを外して、垂直方向 X 線管球とその架台を示す。垂直方向 X 線管球を横方向に移動する電動モーターが左側に見える。この遠隔制御装置は蛍光板上にある。

D 垂直方向および水平方向の X 線の照射時間を記録する自動電気時計が接続されている。これは高圧選択スイッチに連動する低圧スイッチにより動く。検査の初めに時計を 12 時にセットする。このような自動電動時計はどこでも 5 ドルで買える。



することが重要でしょう。それは、焦点－皮膚距離、焦点－蛍光板距離を十分大きくとることにより、画像の歪みを軽減し、解像度を向上し、さらに適切な管電圧を使えば被検者の皮膚への生物学的効果を低減できることから、この方向のアプローチは有意義だということです(図4、表I)。皮膚への影響をいかに大幅に低減できるかは、以下の計測値から知ることができます。管電圧 100kVp、管電流 6mA (4 球、全波整流変圧装置) の条件下で、市販の透視装置にくらべて明らかにすぐれた画像が得られ、この時の皮膚線量は垂直方向 2.45R/分、水平方向 4.45R/分というわずかな値でした<sup>\*4</sup>。

気管支鏡検査中の「ヘッドホルダー」の被曝への配慮から距離を長くすると、蛍光板輝度の観点からは、水冷管球を使っても不十分であることがわかりました。そこで蛍光板に、一時的に高出力にできるプッシュボタンをつけました。100kVp、6mA で使用中、このボタンを押すと電圧が 100kVp になるとともに、電流が 18～20mA に一時的に上昇します。管球が高温で冷却水が沸騰しているような状態でも、1 回に 2～3 秒であれば管球を損なうことなく出力を上げることが可能でした。このエネルギーの一時的上昇によって患者皮膚線量は、水平方向約 14R/分、垂直方向約 9R/分

で増加しました。このような高出力をいったん 1～2 秒使用して異物が見えるようになると、低出力に戻してもしばしばまだ見えていることもわかりました。要するに、蛍光板の輝度を十分上昇させると、認知機能が改善され、低出力に戻っても（そして蛍光板が低輝度に戻っても）画像の細部は消失しないのです。これによって目指すものを見ることができ、その確実に見えた状態にとどめることができます。このような経験から、我々は透視装置には、一般に安全と考えられている出力よりも一時的に高出力にするプッシュボタンを備えるべきであると考えています。我々の経験では、このボタンを付けるとユーザーは、それ以前よりも低いエネルギーで透視するようになります。つまり単に押すだけで以前よりも高いエネルギーレベルが使えるボタンがあると思うと、透視医は通常のフットスイッチの出力レベルを単一レベルの時よりも低く設定するのです。この結果、簡単に使える遠隔操作ボタンを備えることは、患者皮膚線量の面からも、散乱線による透視医保護の面からも、ひとつの安全要因となります。

ここまでの話で、このような高電圧、通常とは異なる焦点－蛍光板距離を使う透視装置の有用性について疑問に思われる方もあると思います。実際の結果はどうだったのか？ここでバイプレーン透視装置に関わる、ある事件のお話をしたいと思います。

我々が技術開発を終えた数ヶ月後、新しい装置への信頼が着実に芽生えてきた頃のことです。Dr. Jackson のもとに他の町の気管支鏡医から 1 通の手紙が届きました。その主旨は、非常に太った頑丈な体格の持ち主である 50 歳の R 夫人が、非常に小さくて見つけにくい針を吸い込んでしまい、除去して欲しいと言ってきたということでした。針は右下葉の肺底区域の非常に細い気管支のひとつ、肋骨横隔膜角の奥深くに位置しており、透視では前後像でのみ、それも不明瞭にしか見えませんでした。

気管支鏡による除去が試みられましたが、側面像で見

\*4 著者はかつて 20 以上の一般的な透視装置 (水平型、垂直型、多くは傾斜型) の皮膚線量を計測したところ、通常の撮影条件 (通常 4mA、場合によっては 5mA) における皮膚線量は 20～48R/分であった。市販装置で 20R/分を下回るものはひとつもなかった。

San Francisco の Dr. Garland[17] も同様な調査を行ない、その結果は 8～18R/分であった。しかし彼はこれについて次のように述べている。「焦点－皮膚距離を 18 インチとして薄いアルミニウムフィルターを使うとき、(著者が別の設定で計測したように) 皮膚線量は 8～10R/分となる」。市販の装置で、焦点－皮膚距離が 18 インチもとれるものがあることは喜ばしいことである。数年前の著者自身の調査では、焦点－皮膚距離は 11～14 インチで、これがおそらく Dr. Garland の結果との違いの原因であろう。透視において距離を長くとり、患者線量を低減するためのもうひとつ方法として、我々は最近焦点－皮膚距離 26 インチの特別な傾斜台透視装置を完成した。この装置では、撮影条件が 80kVp、8mA という大きな値でも、条件皮膚線量は比較的低値 (19R/分) にとどまっている。

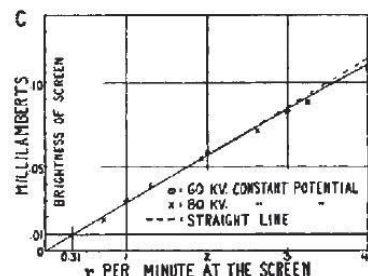
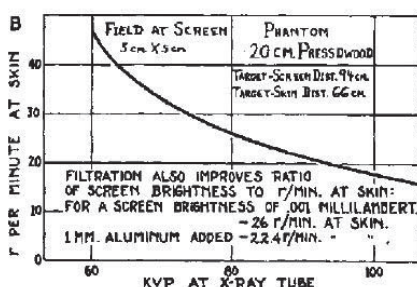
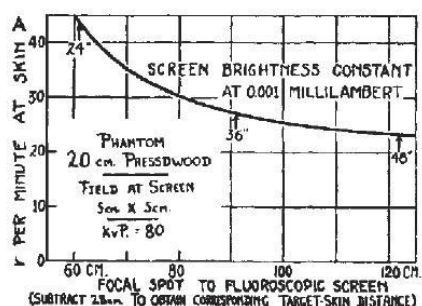


図 4 A. 焦点－蛍光板距離 (横軸) と皮膚線量 (縦軸) の関係。表 I 参照。焦点－蛍光板距離が 24, 36, 48 インチの時、焦点－皮膚距離はそれぞれ 13, 25, 37 インチとなる。ヒトの腹厚を Presswood 木製ファントムと比較すると、20cm 厚ファントムが腹圧 17.5cm(7 インチ)に相当する。

B. 管電圧 (横軸) と皮膚線量 (縦軸) の関係。蛍光板輝度を一定とする場合、皮膚線量の低減には管電圧の増加が非常に有効である。「固有フィルター」(X 線管ガラス、検査台天板など) がある程度厚くとも、その追加フィルター効果による皮膚線量低減効果は中等度にとどまる。追加フィルター効果は 80kVp で測定したもの。

C. 蛍光板線量 (横軸) と蛍光板輝度 (縦軸) の関係。Patterson B 型蛍光板の反応は、蛍光板上の線量にほぼ比例することがわかる。X 線フィルムに使う増感紙のように、蛍光板は温度係数を持つ (温度が下がると輝度が上昇する) が、透視を行なう通常の室温範囲では問題にならない。

TABLE I: RATIO BETWEEN  $\tau$  PER MINUTE AT PATIENT'S SKIN AND  $\tau$  PER MINUTE AT THE FLUOROSCOPIC SCREEN, FOR VARIOUS FLUOROSCOPIC TECHNIQUES

Type of Fluoroscope: A or B*	Kv.p.	Ma.	Cm. Thickness of Presswood Phantom	Inches Equivalent Thickness of Human Body	Distance		Table Top to Screen	$\tau$ /Min. at "Skin" ( $R_0$ )	$\tau$ /Min. at Screen ( $R_1$ )	Size of Illuminated Area at Screen	Ratio $R_0/R_1$
					Focal Spot to "Skin" (Surface of Phantom) (Table Top)	Focal Spot to Screen					
B	60	8	20 cm.	Abdomen 7 in.	13 in.	24 in.	11 in.	56.4	0.0225	5 cm. X 5 cm.	2,500
B	60	8	20 cm.	7 inch abd.	26 in.	37 in.	11 in.	17.8	0.0118	5 cm. X 5 cm.	1,510
B	60	8	20 cm.	7 inch abd.	37 in.	48 in.	11 in.	8.8	0.0066	5 cm. X 5 cm.	1,340
B	80	4	20 cm.	7 inch abd.	13 in.	24 in.	11 in.	46.0	0.033	5 cm. X 5 cm.	1,390
B	80	8	20 cm.	7 inch abd.	26 in.	37 in.	11 in.	25.8	0.0307	5 cm. X 5 cm.	840
B	80	8	20 cm.	7 inch abd.	37 in.	48 in.	11 in.	12.85	0.0174	5 cm. X 5 cm.	740
B	100	4	20 cm.	7 inch abd.	13 in.	24 in.	11 in.	68.2	0.0758	5 cm. X 5 cm.	900
B	100	8	20 cm.	7 inch abd.	26 in.	37 in.	11 in.	38.3	0.0696	5 cm. X 5 cm.	550
B	100	8	20 cm.	7 inch abd.	26 in.	37 in.	11 in.	43.1	0.1612	20 cm. X 20 cm.	270
B	100	8	20 cm.	7 inch abd.	37 in.	48 in.	11 in.	18.9	0.039	5 cm. X 5 cm.	485
B	60	8	10 cm.	8 in. thick thorax	26 in.	37 in.	11 in.	17.8	0.118	5 cm. X 5 cm.	150
B	80	8	10 cm.	8 in. thick thorax	26 in.	37 in.	11 in.	25.8	0.316	5 cm. X 5 cm.	82
B	100	8	10 cm.	8 in. thick thorax	26 in.	37 in.	11 in.	38.3	0.651	5 cm. X 5 cm.	59
A	79	4	10 cm.	8 in. thick thorax	11 in.	23 in.	12 in.	30.0	0.1924	15 cm. X 15 cm.	156
A	79	4	15 cm.	5 in. thigh	11 in.	23 in.	12 in.	30.0	0.0713	15 cm. X 15 cm.	421
A	79	4	20 cm.	7 inch abd.	11 in.	23 in.	12 in.	30.0	0.027	15 cm. X 15 cm.	1,110
A	79	4	25 cm.	8 1/2 inch abd.	11 in.	23 in.	12 in.	30.0	0.0127	15 cm. X 15 cm.	2,360
A	79	4	27 cm.	9 1/4 inch abd.	11 in.	23 in.	12 in.	30.0	0.0099	15 cm. X 15 cm.	3,030

\* Type A is a commercially available fluoroscope of conventional design with "oil-immersed" unit (x-ray tube and transformer in same oil tank), for "self-rectified" operation. Type B is a home-made device using cable-connected, oil-insulated, oil-cooled x-ray tube and 4-valve, full-wave-rectified transformer (see Figs. 4-B and 7-B). At 4 to 8 milliamperes the wave form approaches "constant potential" because of condenser effect of the unusually long (40 feet) shock-proof cables.

表 I. さまざまな透視条件における皮膚線量 (R/分) と蛍光面線量 (R/分) の比. Type A は市販の一般的な油浸型 X 線管球と自己整流変圧器がひとつの油タンクに収められている. Type B は自家製透視装置で, ケーブル接続, 油浸絶縁, 循環油冷却の X 線管球と 4 球全波整流変圧器を備えたもの (図 7-B). 非常に長い耐電撃性ケーブルの容量効果のために, 4 ~ 8mA で波形はほぼ定圧となる.



えないため失敗に終わっていました。2回失敗した後、別のバイプレーン透視装置であれば可能かも知れないということで他施設に送られましたが、やはりだめでした。最後にメーカーの支援を仰いで、少なくとも一時的に大電流が使える広焦点の管球を備えた特別な装置を作りましたが、これも1方向でしか見えず失敗でした。これ以上打つ手がないと知った患者は、フィラデルフィアのDr. Jacksonに頼めないかと主治医に相談したのでした。

手紙によると、問題点は気管支鏡的なものではなく、克服しがたい透視の問題であることが強調されていました。そして、関係者の手間をとらせないように、フィラデルフィアまで出かけても無駄であることを説明した手紙を書いて欲しいと結ばれていました。

Dr. Jacksonはこの手紙を私に見せました。私は言いました。「患者をよこしていただけますか？」透視で見えずX線写真では見える異物があるならば、「実験材料」として使えると思ったからです。

さらに手紙のやりとりの後、R夫人が受持の気管支鏡医、放射線科医チームとともに現われました。放射線科医はたまたま私の旧友で、気管支鏡医はもちろんDr. Jacksonの以前の学生のひとりでしたから、我々は両名ともに歓迎しました。

私は全員に40分の暗順応時間を課し、針の陰影を2方向で映し出すことができました。針の除去はとてもドラマチックで、すぐに成功しました。針の位置と把持鉗子の鉤の関係に関する重要な情報が、2方向の透視ですぐに分かりました。このような状況下で、Dr. Jacksonの沉着冷静な態度は、失敗などあり得ないという印象を与えるものでした。訪問者は大きな喝采を浴びせ、我々は自家製のバイプレーン透視装置がその地歩を固めたことを実感しました。

## 骨折治療への応用

我々の自家製透視装置のその他の利点をここで簡単に紹介しておきます(図5)。我々はこれを「多方向透視装置」(multiplane fluoroscope)と称しています。透視X線束は鉛ガラス内に堅牢に遮蔽されていますが、事実上、室内のどこからでも、どんな方向にも向けることができるからです。適切なカウンターバランスを備えた、ボールベアリング付きのクレーン架台上を自由に移動することができ、骨折診断には不可欠となっています。使用中の装置をご覧になった方はご承知のように、大腿骨頸部骨折におけるSmith-Petersen 髄内釘の挿入でも透視下のガイドとなります。8×10インチという小さな蛍光板サイズで、骨折の整復にも使用しているという点、ベテラン放射線科医は驚きを隠しません。我々がこの装置を使って安全面の要求に完全に応えることができているのは、装置の設計によるもの

ではなく、その運用法にあるということを強調しておきます。

まず第1に、X線が出ている間は骨折の整復は行ないません。整復操作はすべてX線が出ていない状態で、室内の暗い黄色灯あるいは赤色灯下で行ないます。整復操作の間、あるいは最終調整の時点で、骨折外科医と助手の手や身体が安全な場所にあることを確認してから、チェックアップのために透視を使います。我々はこの透視方法が、慎重に行なえば安全ですが、間違っ

て使えば非常に危険であることを、外科医に教育することに成功しています。

この仕事を開始し、特に現在のように多方向透視装置のフレキシビリティが使えるようになってから、外科医がX線のオン/オフのタイミングを指示するようになりました。我々はただちに、外科医が一次線の中に手を入れることを、例え彼らがそのリスクを許容する権利を主張しても認めるわけにはゆかないと考えました。関係者全員の安全の責任はすべて放射線科医にあります。この難しい問題を解決するに当たっては、ふたつの状況が寄与しました。ひとつは、手の放射線障害の症例がいくつか発生したことです。その一例で

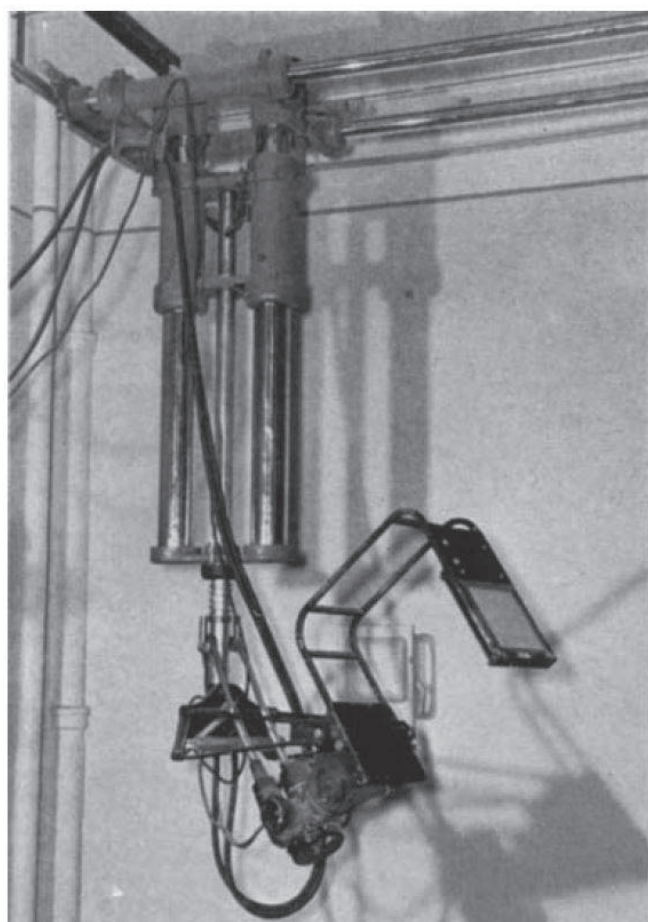


図5. Temple 大学病院の自家製多方向透視装置。特に骨折整復前後の骨片の描出を目的として設計されたが、それ以外にも大きな可能性をもつ。天井のクレーン架台により自由に移動できる。X線は術者の思うままにどのような方向にも向けることができる。C字型アームに取付けた管球と蛍光板により、X線束が鉛ガラス遮蔽に正確に照射される。大腿骨の関節包内骨折におけるSmith-Patterson 髄内釘の挿入にも利用している。

は、遠方からの訪問骨折外科医が、指の放射線潰瘍について我々のところに相談に来ました。我々の施設の骨折外科医と整形外科の John Royal Moore 教授が手指切断術を行ない、その若いスタッフ達にこの手術の理由を広く伝えました。Moore 教授とそのスタッフは X 線被曝を完全に避けるルールに従うようになり、我々が口にする危険が単に仮定のものでないことを知ったのでした。

このルール徹底に貢献したもうひとつの事件は次のようなものでした。我々は骨折外科医に、透視下の骨折整復は危険でないとしても「整骨医」としての伎倆の発展の妨げになると、話しました。盲目状態に慣れている盲人は、着衣を汚さずにカップのスープを飲むことができるが、我々が目隠しをされたらこぼさずにスープを飲むことはできない、と話したのです。同様に、X 線をオフにした暗い透視室で整骨を修練した骨折外科医は、X 線装置が使えないところでも実行できる技を学ぶ事ができます。一方、常に X 線を使った整復を行なっていると、透視に依存するようになってしまいます。

この自家製の多方向透視装置は、耐電撃性の油絶縁、ケーブル接続 X 線管球、C 字型アーム、鉛ガラス遮蔽蛍光板を備えています。これは米国陸軍野戦病院の 1941 年モデルに非常に良く似ていることに気がしました。この独創的な装置は我々の進むべき方向性を示唆するもので、この筐体冷却用の空冷装置と、陽極の熱を筐体に逃がすためにオイルを循環させる羽根車を備えたユニークな新しい X 線管球は、既に歴史的なも

のとなっています。この装置でも、我々のものと同じように、X 線遮蔽が問題となりました。このようなフレキシブルな装置は本来的に安全なものではあり得ず、使用者の適切な使用法に委ねられている面があると思います。一次線は適切にコリメートされており、結局のところ注意すべきは被写体からの散乱線です。これは臨床の透視術において常に問題となる点です。

本講演では、あえて X 線防護の問題は避けて来ました。その理由はまず第一に、これ自体が立派なひとつの、それも大きなテーマであるからです。第二に、私よりも適任者が既にこれをたくさん報告していることです [2, 10-15, 23, 28, 29, 44, 46, 52, 53, 56]。今回の目的には、必要な計器と計測法が利用可能であること、従って蓄積線量とそ安全域との関係を容易に知ることができると指摘するにとどめます。X 線装置は決して絶対確実なものではあり得ず、完全に「安全」な装置の開発を目指すことは無益です。X 線透視においても放射線の他の分野と同じく、適切なトレーニング、適切な使用法が常に必要とされます。

Ponthus は、「全身断層 X 線撮影」の原理を X 線透視に応用する可能性を示唆しています [40, 41, 42]。このような方法が実用的になり得るかという点についてはかなり疑問があります。私の知る限り、Ponthus を含めだれも実際に X 線で試した例はありません (Ponthus は、その原理を示すモデルを、X 線ではなく可視光を使って製作しました)。しかし、X 線撮影の透視版としてのこの方法の重要性は、現在の臨床状況では注目に値するものと思われます。図 6 に Ponthus によるこの方法の原理を示します。

立体撮影は、現在の X 線診断医の重要な武器となっており、なぜこれを透視に応用できないかと自問することはしばしばです。多くの「理論的に」十分な立体透視装置が製作されており、その最初期には Caldwell も作っています。Dumond は、物理学的、数学的な原理をきわめて完全に記述しています [16]。しかし立体透視装置は埃をかぶっていたり、ジャンクの山に捨てられたりして、実際に使われているものはありません。その理由は、網膜の生理学に固有のもので、これについて論じる必要があります。

## 暗順応をめぐる問題

### 暗順応の生理学

適切な光源の下で X 線写真を見る場合、人間の目はフィルム上の隣接する領域の 1~2% の輝度差を識別することができます。しかし、一般的な X 線透視における低レベルの輝度では、十分な暗順応下であっても、識別には 20~40% の輝度差が必要になります (図 15)。さらに輝度識別力の低下に加えて、視力の相対的低下も起こります (図 16)。この視覚器の重要な機能 (輝

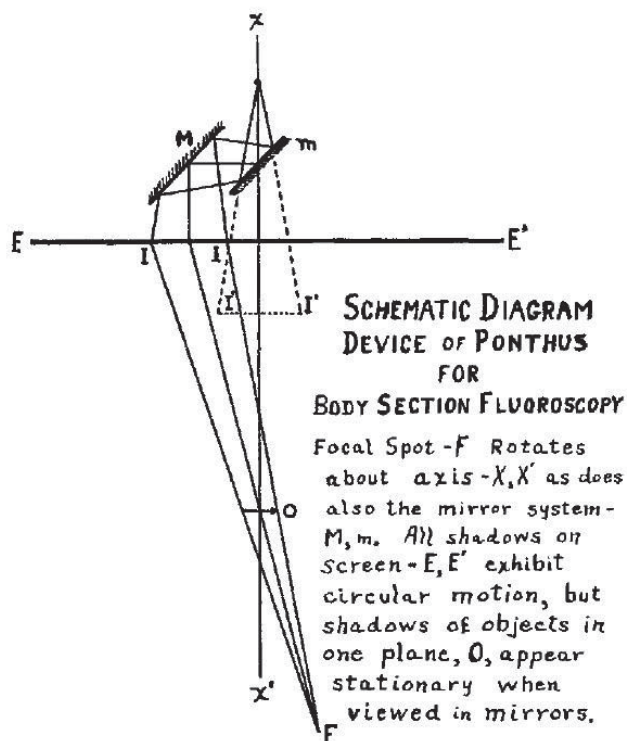


図 6. Ponthus による円形運動を利用した「断層 X 線透視」。X 線ではなく可視光を利用した模型しか作られていない。2 枚の鏡の位置を調整することにより撮影する断層面を決定する。



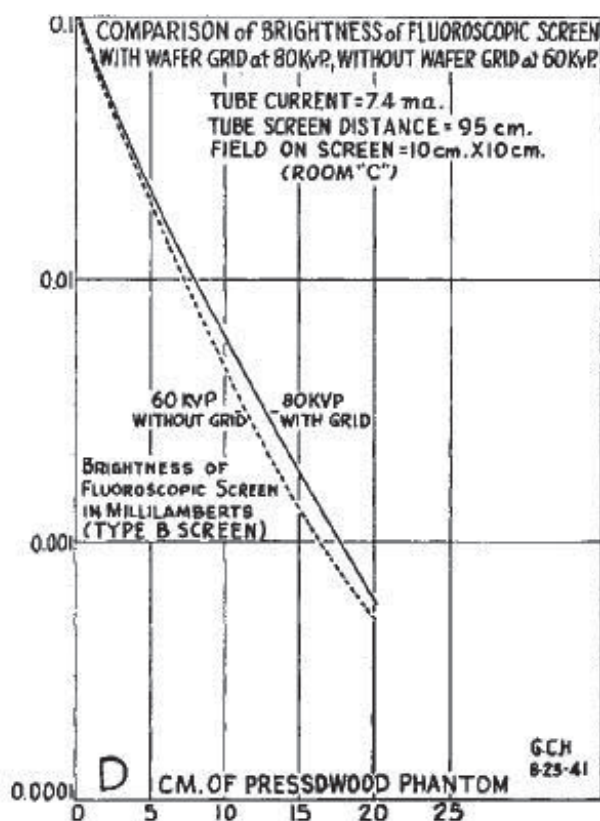
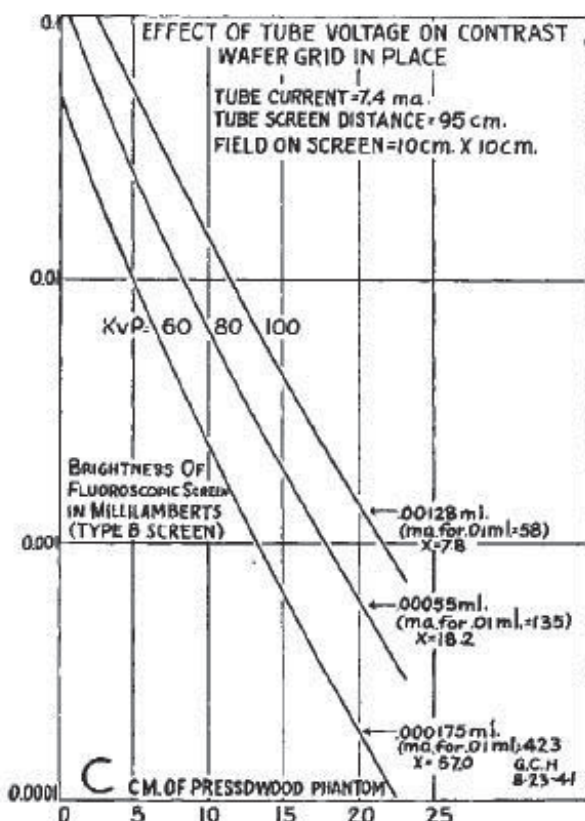
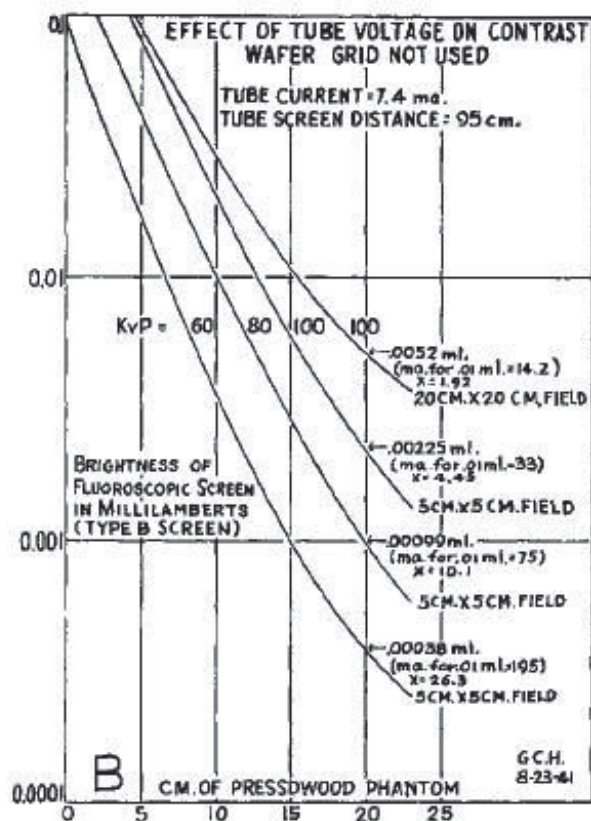
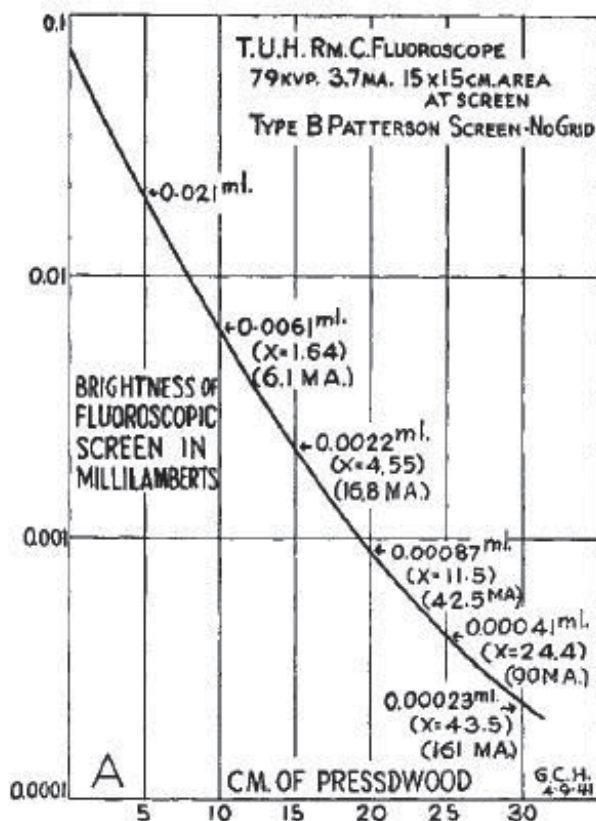


図7. A. 木製ファントムの厚さ(横軸)と蛍光板輝度(縦軸)の関係(A~Dに共通). 輝度はMacbeth光度計(図13)により計測. 厚さ20cmの木製ファントムは、腹圧17.5cm(7インチ)に概ね相当する. 厚さ10cmの木製ファントムは、厚さ20cm(8インチ)の胸部に相当する. 輝度0.01mL以下では円錐細胞全く作動しないので、視力、輝度識別力ともに非常に劣る(図15、16と比較). xは、輝度0.01mLにするためにX線の強度に乘ずるべき値を示す. 木製ファントム10、15、20、25、30cm厚のmA値は、この特定の透視装置において輝度0.01mLを得るために必要な電流値を示す. B. 管電圧がコントラストに与える影響(グリッド不使用). B~DはAとは大きく異なる透視装置で得たもの. xはAと同じだが厚さ20cmの木製ファントムでのみ測定. C. 管電圧がコントラストに与える影響(グリッド使用). ファントムと蛍光板の間に最新のグリッドを挿入した状態. グリッドにより輝度が大きく低下しており、その使用には疑問がある. D. グリッド使用+80kVpとグリッド不使用+60kVpにおける蛍光板輝度の比較. コントラスト(吸収曲線の傾き)は、電圧の減少によりグリッドの使用と同程度に上昇する. しかし網膜生理学を考慮すると、輝度が低下するような方法は好ましくない.

度識別力、視力)が、日常的な透視において常に発生する輝度変化の影響を受けることになり、透視の制約は主に網膜生理学的な問題であり、輝度レベルが他のどんな物理学的要因よりも重要です。

ほとんどの放射線科医は、蛍光板の光出力をフットキャンドル、ミリランバート (mL) あるいはその他のどんな単位であれ計測する手段を持たず、蛍光板輝度の問題に直面するまで、画像の不鮮明さがどの程度まで装置によるもので、どの程度が網膜固有の制約なのかを推測することすらできませんでした。今皆さんの前にある読書灯に照らされた紙は、およそ 30 mL の輝度です。この分析を可能とした物理学的データの多くを提供していただいた Dr. George C. Henney によると、Patterson B 型蛍光板の臨床使用状態での輝度は 0.0001 ~ 0.01 mL のオーダーにあります (図 7)。例えば、ある最高レベルの最新透視装置では、80kVp, 4mA, 皮膚線量 30R/ 分の状態で、厚さ 7 インチの腹部の輝度は 0.001 mL 程度に低下しています。これは、この読書灯による紙の輝度に比べて 3 万倍暗いことになります (図 7, 8)。

これを聞いて信じられないと感ずる方もあるでしょう。透視装置がこれほど低輝度であれば、3 万倍もの差に気付くはずだと思うかもしれません。それは十分理解できる疑問で、これほどの輝度の差を裸眼で認識できないのは、網膜が相当な感度調節を行なってこのような輝度の変化に適応しているからです。0.001mL の輝度がこの私の手にしている紙の明るさの 1/100 だとすると、実際の 3 万倍の差ではなく 1/100 程度に感じます。それは、目の感度が暗順応下では明順応時の 1,000 倍になるからです。

暗順応による網膜の感度上昇には驚くべきものがあります。暗い所に 10 ~ 12 時間いると、輝度の閾値は下限値の 100 万分の 1mL に達します。完全暗順応下のヒト網膜、すなわち最大感度の網膜は、8 ~ 9 個の光子が視細胞に衝突しただけで光覚を発生するという計算があります。可視スペクトル内の光子 1 個は、1 分子のロドプシンに必要な化学変化を惹起し、この化合物が 8 ~ 9 個変化すると、視路は脳に刺激を送信します。このように網膜は、ガイガーカウンターや電子増倍管のようなレベルの感度を持っています。しかしこの網膜も明るい光に 3 分間当たると「明順応」状態となり、閾値 (視覚を発生する最小光量) は 0.004mL に上昇し、16,000mL という大エネルギーでも、細胞自体を損傷することなくこれを視覚情報として脳に送信できます。要するに、閾値は 4,000 倍になり、完全に明順応した網膜が受容しうる最大輝度と、完全に暗順応した網膜の閾値は 100 億倍にも達するのです (図 8)。

X 線透視を議論するに当たっては、網膜生理学と暗順応、明順応について完全に知る必要は必ずしもありませんが、経験的に多くの透視医がこの重要な事実について無知ないし誤解していると思います。適切な暗順応を行わずに検査を始める透視医は、その過ちによって少なくとも何が犠牲になるかを知っておくべきです。自らの視覚器の限界について良く知らないと、放射線科医は所見が「見えない」ことが有意であると誤解することになります。この点について、個人的なエピソードをご紹介します。

何年も前のことですが、ある若い非常に優秀な放射線科医が私の部署で透視検査を行なうことになり、私は彼と一緒に検査室に入りました。数分後、彼は患者を呼び入れました。私はまだ暗順応していないと言いました。すると彼は「Chamberlain 先生、あなたのように透視検査の経験豊富な方が、散瞳するのにそれほど長く待つ必要があるとは情けないですね」と言いました。私は、彼の目にもまだ制約があると思うと述べ、暗順応は散瞳とはほとんど無関係で、網膜の感度の問題であることを次の機会に説明しようと思いました。私は、最近撮影した自分の腹部写真で虫垂にバリウムが残存していることを思い出し、この若い医師に 2-3 週間前に行なった検査のバリウムがまだ残っているか、私の虫垂を診て欲しいと言いました。私は自ら透視装置に乗り、彼は残存バリウムは無いと言いました。しかし私は、X 線フィルムで残存を確認してからまだそれほど日が経っていないので、もっと良く診て欲しいと言いました。彼は何度も観察して、やはりバリウムは全く見えないと言いました。この時点で我々は暗所に 6 ~ 7 分いました。正確な時間が分からないのが残念ですが、この私の虫垂のバリウム探しは、患者の検査の合間に行なったもので、少なくとも 1 人の患者の検査後でしたから、控えめに見積もってもこの時点での暗順応時間は 6 ~ 7 分であったと推測します。10 ~ 15 分後、一連の患者の透視検査を終えた後、私は自分の目がようやく暗順応してきたと感じたので、若い医

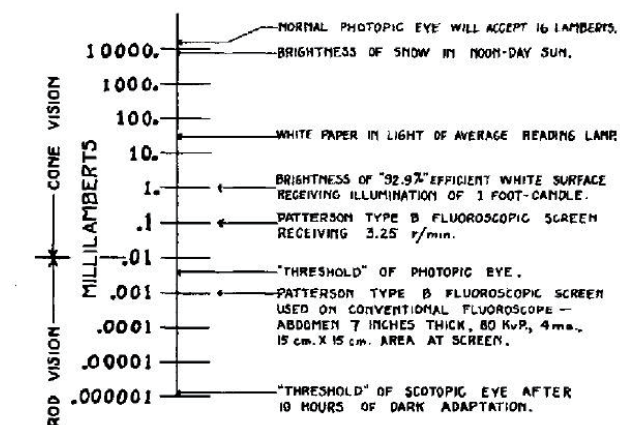


図 8. 桿体視力 (低輝度レベル) と錐体視力 (高輝度レベル) の移行が、0.01mL で突然起こることを示す。0.01 ~ 0.1mL の範囲では、実際にはより緩徐に変化する。錐体視力が作動する 0.1 ~ 1.0mL の範囲でも、輝度低下に伴う視力と輝度識別力の劣化は明らかである (図 15, 16 も参照)。



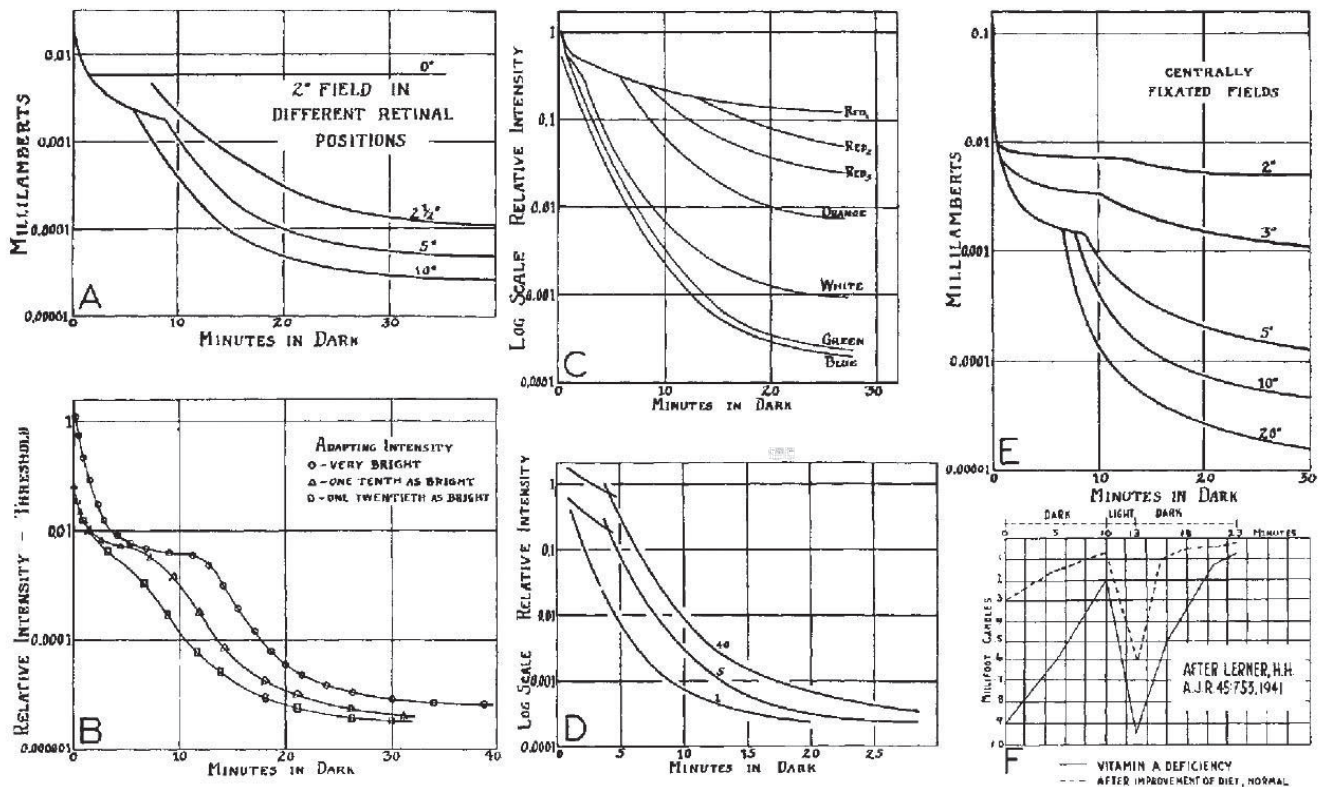


図9. A. 時間 (横軸) と閾値輝度 (縦軸) の関係。暗順応に関する誤解は、次のようないくつかの基本的事実を無視すること起因する。(1) 中心窩には桿体がない、(2) 実際のX線透視における著しい低輝度では桿体のみが作動している、(3) このグラフに示される初期 (最初の5分間) における限定的な (約10倍の) 感度上昇は錐体にも見られるものである。

B. 時間 (横軸) と閾値輝度 (縦軸) の関係。X線透視においてきわめて重要な桿体の暗順応は、暗所に入ってから約10分後から測定可能な程度に開始される。10分後と20分後を比較すると100倍の感度上昇が得られる (0分と20分では1,000倍以上上昇するが、桿体が錐体より鋭敏になるおよそ10分頃までは測定できない)。その後感度は数時間にわたって上昇しつづけるが (図11)、それほど大きくは変化しない。最初の20分では1,000倍になるが、次の20分では5倍である。

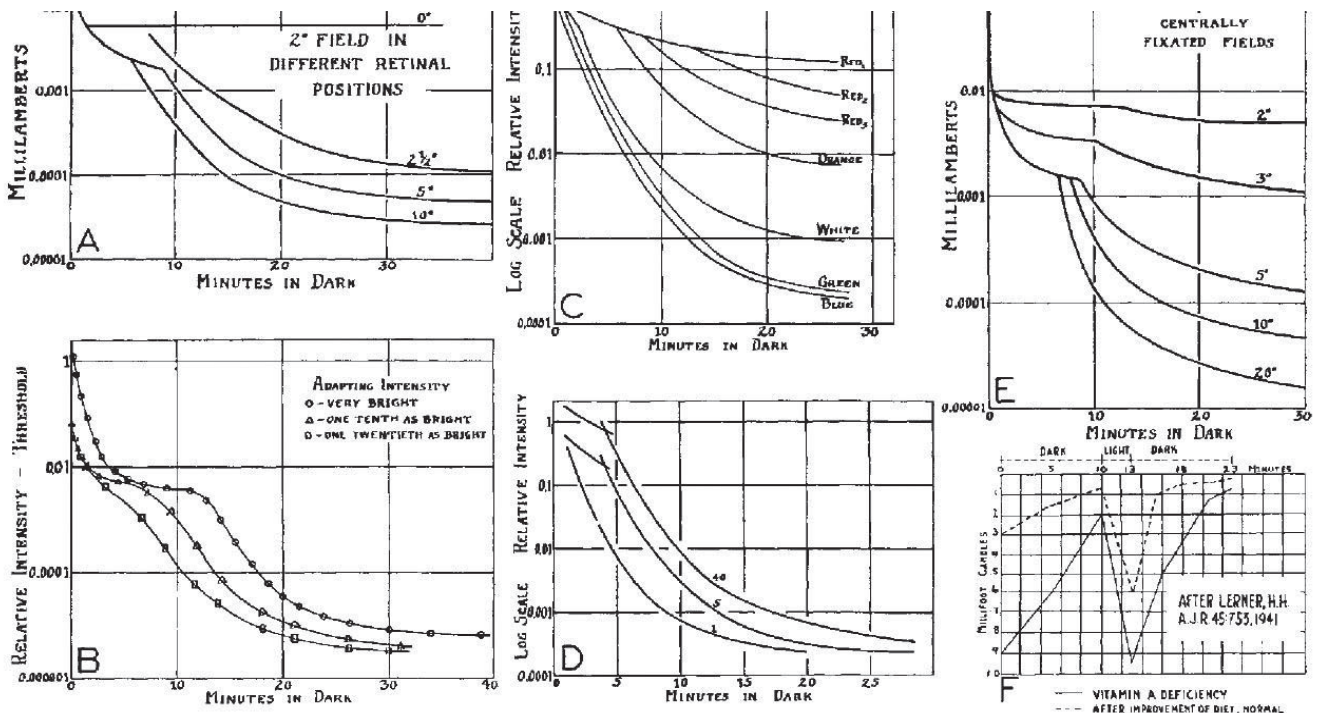


図10. 網膜の暗順応の性質、程度は、多くの要因に依存する。(A) 網膜の一部に試験光を照らす場合、(B) 暗順応の前に明るい「飽和光」を照らした場合、(C) 試験光の色、(D) 暗順応の前に照らす「飽和光」の時間、(E) 試験光を照らす網膜の部位。(F) グラフA～E、および図9から、このグラフに示されるデータは、桿体の暗順応とは無関係であることが分かる。X線透視で問題となるのは、ほとんどが (あるいはしばしば完全に) 桿体なので、透視の視力に関する研究では全く異なる方法が必要である (本文参照)。

師にもう一度虫垂にバリウムが無いを確認して欲しいと言いました。彼はそれ以上の透視は不要で、何も見つからないと考えていたので私の申し出に驚いたようでした。この追加透視検査で、私の虫垂に明らかな残存バリウムが見えた時の彼の驚きを想像してください。この教訓から、彼は暗順応の重要性を良く理解してくれたものと思います。残念ながら、十分に注意を払わないと透視で所見がないことを過信する危険性が常に存在します。完全に暗順応したとしても、透視検査には固有の制約があります。この固有の制約に加えて、さらに暗順応が不完全であれば、見落としはおそらく多くなり得ます。

生理学者、生物物理学者の研究により、網膜生理学に関する非常に多くの知見が集積しています。これに関する多くの重要な事実は80年も前に知られていました。1866年刊のHelmholzの教科書の第1版にも、多くの基礎的な事項が書かれています。生理学、心理学の教科書にも多くの情報が載っており、例えば1937年4月刊のSelig Hecht著「生理学展望」の素晴らしいモノグラフには最近の新しい発見が書かれています[21]。にもかかわらず、誤解が蔓延しています。ごく最近、New York Times紙の科学記事編集者が、「瞳孔の拡大」に関する「ブレイク」を報じましたが、彼が網膜の感度変化について全く無知であることが明らかでした。1941年5月のAJR誌では、Dr. Lernerの次のような記事が掲載されています[31]。「透視検査前の順応時間には、正常人の場合3～5分が最適である。5分以降の感度上昇は非常に僅かなので、これ以上の長

時間は不要と思われる」。このような残念な誤解がある一方で、次のようなロンドンの医学研究審議会視覚生理学委員会の素晴らしいパンフレットもあります[1]。この素晴らしいレビューの111頁にはこう書かれています。「暗順応の初期段階(例えば7分間)における感度の上昇は、その後の30分間における顕著な上昇に比べて非常に僅かである」。暗順応に3～5分以上費やすことは賢明ではない、不要であるというDr. Lernerの示唆と、生物物理学者、生理学者の全く異なるデータの矛盾については何か説明が必要です。

その理由は、Dr. Lernerの装置と、データのプロット法が、透視に影響する暗順応の計測には適していないことにあります(図10-F)。彼の方法がビタミンA欠乏症の評価に適したものかどうかについては専門家の意見に委ねますが、私は多少なりとも疑問に思っています。Dr. Lernerのグラフの要旨は<sup>\*5</sup>、感度閾値にについて約10倍の増加があり、3～5分で曲線が平坦化していることです。これは、生理学の実験で円錐に限定して計測すると常に見られる現象です(図9-A)。しかしほとんどの臨床X線透視は桿体機能に関するもので、蛍光板輝度が現在の100倍明るくならない限り、円錐だけが存在して桿体が存在しない中心窩が3～5分で完全に暗順応することは、放射線科医にとってはほとんど意味がありません。

<sup>\*5</sup> 図10-Fのグラフは閾値輝度が線形目盛で書かれており、初期の10倍増以降の増加がわかりにくい。図9-A、9-B、10-Aなどは対数目盛なので、こちらの方が適切でわかりやすい。

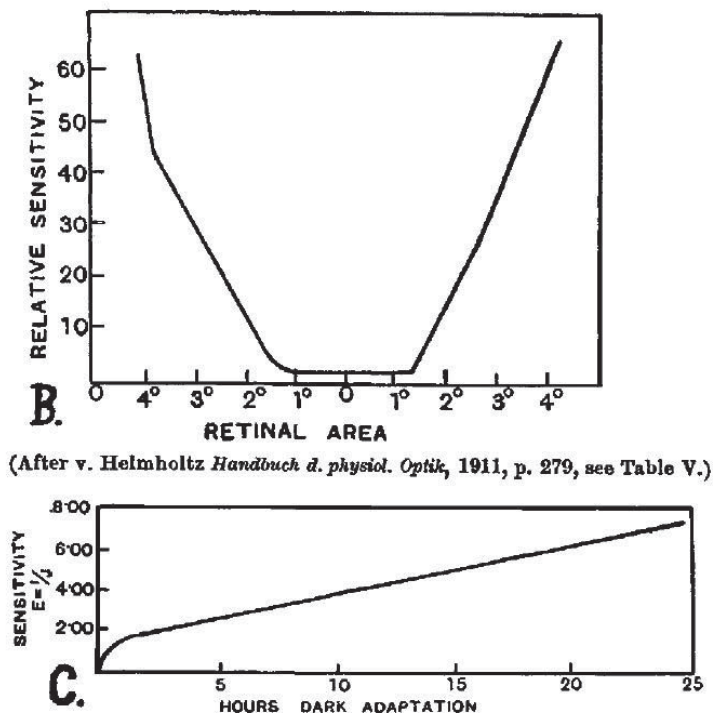
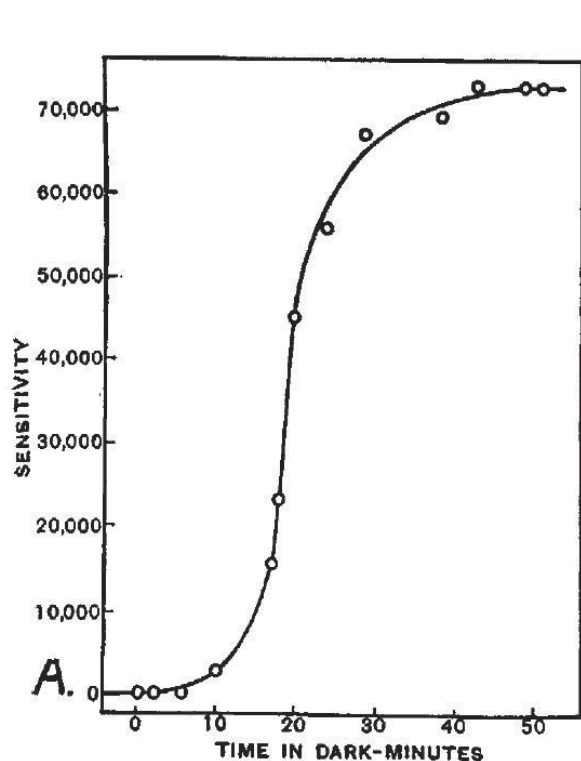


FIG. 7. The course of dark adaptation for 24 hours. (After Achmatov, *Arch. f. d. ges. Physiol.*, 1926, 215, 16.) Sensitivity  $E = 1/J$  where  $J$  = Intensity threshold.

図11. 網膜の感度と暗順応(Adamsより[1])。A. 暗順応時間(横軸)と感度(縦軸)の関係。図9-Bと同じように、感度を閾値の逆数としてプロットしたもの(Hechtによる)。B. 網膜の位置(横軸)と感度(縦軸)の関係。中心窩には桿体を欠くためこのようなグラフになる。輝度が円錐視力の閾値以下になると「中心暗点」を生じることがわかる。C. 暗順応は数時間持続するが(横軸の単位は時間)、X線透視医にはあまり重要性がない。



網膜生理学は、網膜解剖学とともに非常に複雑です。網膜機能の解析に当たっては、「飽和光」を照射する領域(面積, 中心窩に対する位置), その強度, 持続時間, 色などさまざまな要因に十分配慮しないと, どれ一つとして一致した結果が得られません。同じように, 閾値を決定するための光についても, このような要因によって結果は大きく異なります。図 9, 10, 11 は, ヒト網膜の暗順応(と明順応)を示すものですが, いくつか説明が必要です。

中心窩に桿体が全く存在しないことから, 中心窩から離れた部位には円錐が存在しない部位があるものと考えがちですが, これは違います(図 11-B)。円錐は, 分布密度は異なりますが網膜全体にわたって存在します。

色覚は円錐の機能です。桿体は色覚には関与しません(生理学者は完全色盲の患者から網膜生理学について多くを学んでいます)。

波長 6,700 ~ 7,000 Å の光は, 円錐視力によって深赤色の感覚を生成しますが, 桿体には影響しません。この事は, 深赤色の光で十分仕事をしながら完全な暗順応が得られる可能性を持つという意味で重要です。適切なフィルターと光源があれば, X 線透視医は, 暗順応の時間中は何もできずに無為に過ごさなければならないという過去数年にわたる悩みの種から解放されます。特に X 線透過性の高い部位の検査では, 円錐視力

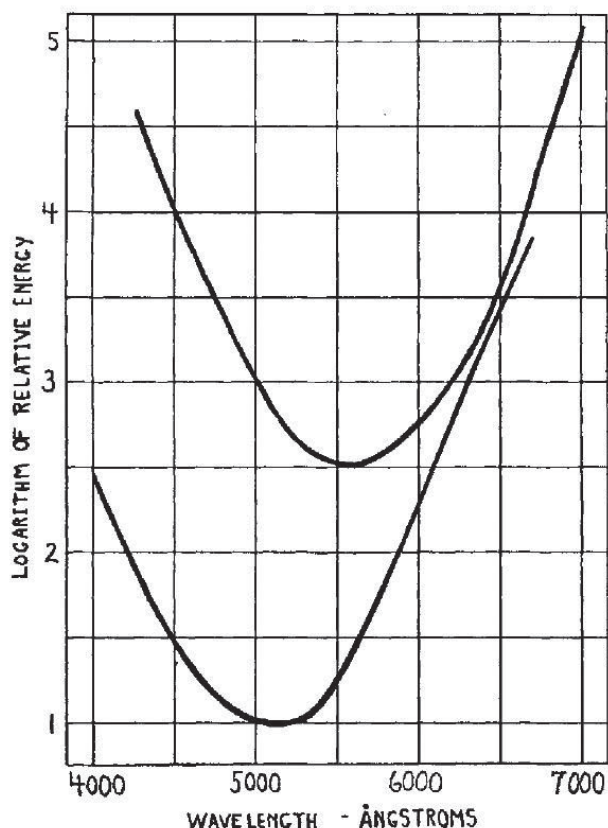


図 12. 明所(錐体視力)と暗所(桿体視力)それぞれにおける波長(横軸)と一定の視覚効果を惹起するのに必要なエネルギー(縦軸)の関係。Hecht による [21]。6,700 Å より長い波長域における桿体の「視力消失」が認められる。スペクトルの赤色端では, 2 つの曲線がほぼ一致することにも留意(図 10-C 参照)。

が得られ (0.013 ~ 0.014 mL 以上)(図 7), 3 ~ 5 分待てば十分でしょう。円錐視力には輝度が低すぎる体厚のある部分の検査では, それほど待たなくても完全な順応がえられるでしょう。色覚のない桿体と色覚をもつ錐体の特徴については, 図 12, 図 10-C を見てください。桿体の深赤色(波長 6,700 Å ~)に対する不感性は, 夕暮れ時の花壇で, 黄色, 緑, 青の花はまだ明るくみえるのに, 赤い花は暗く見える事実を説明するものです。

## 暗順応の測定

これまで, 輝度閾値の測定について述べて来ました。しかし, X 線透視医にとって本当に大切なことは, 輝度識別力と視力で, これは概ねコントラストと鮮鋭度に相当します。図 15, 16 は網膜生理学におけるこれらの因子(輝度識別力, 視力)が, 輝度の低下とともに低下する様子を示しています。このグラフを良く見ると, 輝度識別力の低下が視力の低下よりも高度であることが分かります。Dr. Jackson の異物の症例における我々の経験もこれを裏付けるものです。非常に小さな物体でも, コントラストが強ければ見えます。しかし, (図 16 のような) 視力のデータは最大コントラストをもつ物体の計測, すなわち実際には黒の中に白, あるいは白の中に黒の物体によるもので, 実際の肺野や腹部の画像はずっとコントラストが小さいものです。従って実際の検査では, これら両者のハンディキャップを

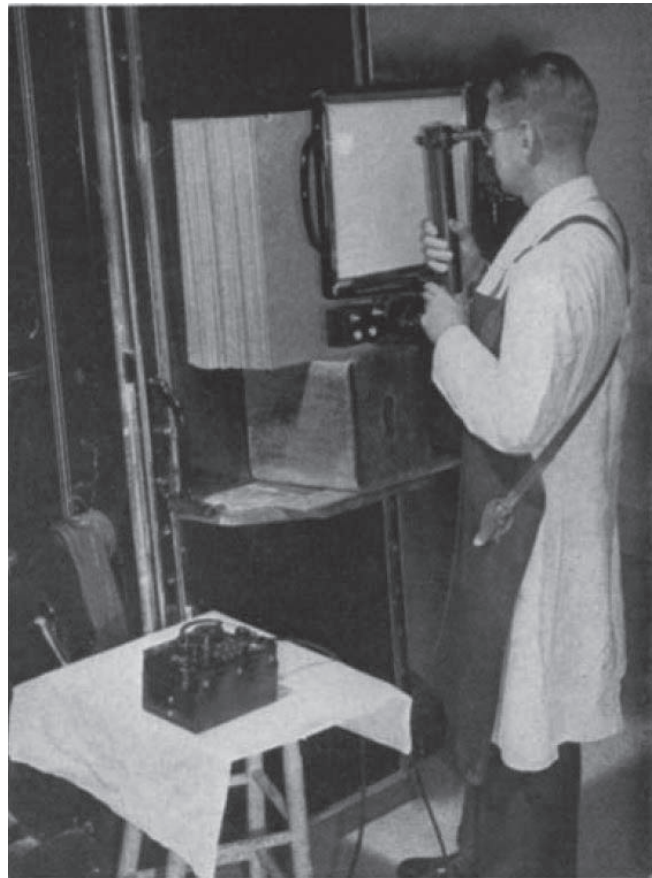


図 13. Macbeth 輝度計を操作する Dr. Henry. Pressdwood の木製ファントムの厚さは 20cm, それぞれ 1 枚の厚さは 0.67cm。ファントムの厚さを変える時は, 焦点-蛍光板距離が一定になるように注意する必要がある。

負うことになります。立体視力が通常の透視検査の条件では得られないような微細な知覚に依存していることを考えれば、立体透視が成功しないことに驚くことはありません。金属ケージのような金属被写体を使った立体透視のデモンストレーションは大きな誤解の元です。その理由は、(a) 実際に観察するのは非金属製の被写体で、コントラストがずっと小さいこと、(b) 裸の金属ワイヤの輝度は 0.1～0.5mL ですが、臨床の X 線透視では 0.01～0.001mL まで低下することです。(図 4-C に示す Dr. Henny のデータでは、3.25～16.3R/分の X 線が入射した時の Patterson B 型蛍光板の輝度は 0.1～0.5mL であることが分かります)。立体透視の現状は次の一言で表現できます。「桿体視力では立体透視はできない」。X 線透視の輝度が現在の 100 倍になれば、立体透視を製作できるでしょう。

図 15, 16 のグラフから得られる知識を X 線透視に敷衍して、Dr. Henny は Macbeth 輝度計 (図 13) を使って Patterson B 型蛍光板の輝度を、多くの透視装置において、さまざまな電圧、電流、異なる厚さの Pressdwood[訳注:木材繊維を圧縮成型した壁材。ハードボード。Masonite 社の商品名]で作った木製ファントムで計測しました。その結果が図 7 です。図 7-A のデータは、通常の透視装置を使い、焦点-皮膚(テーブル面)距離 11.2 インチしかないものです。これに対して図 7-B, 7-C, 7-D は自家製の装置で、焦点-テーブル面距離が 26 インチです。X 線管球は、ケーブル接続、油絶縁方式で、メーカーの許可を得てオイルポンプ、オイルタンク、フレキシブルなネオプレン性チューブを付加して絶縁油を強制循環させています。これによって、管球を 10～15mA, 100kVp という高エネルギーで使用できます。グラフが示すように、一定のファントム厚で比較すると、この透視装置の方が通常の装置よりも、皮膚線量は低いにもかかわらず輝度は高いことが分かります。

しかし、放射線科医が良好な照明下で X 線写真を観察する時の輝度は、X 線透視の 10,000～30,000 倍にもなります(図 15, 16)。仮に輝度を X 線フィルム読影の 100～3,000 倍、0.1mL 程度に妥協したとしても、これに必要な透視装置の電流は 400～1,600mA(皮膚線量 800～3,000R)となり、これは明らかに不可能です。要するに、現状の透視装置にどんな変更、改良を加えても、実際に十分な輝度を得られる可能性はないのです。

現状の透視装置で X 線撮影に匹敵するだけの輝度上昇を得ることが不可能であるという明白な事実直面し、当然のことながら何か中間的な改良法は無いかと考えます。図 7 には、輝度 0.01mL、前段で述べた輝度(X 線フィルム観察時より 1,000～30,000 倍低い輝度)よりさらに 10 倍低い輝度を得るために必要な電流を示しました。0.01mL を選んだのは、生理学

者によって錐体視力が作動し始めるレベルであるとされているからです。実際、最近の研究でも、桿体視力(低輝度)から錐体視力(高輝度)への移行が 0.013～0.014mL で起こるとされています。さらにこの移行は漸増性であり、図 16 の 0.01mL の位置に付した矢印は、この暗視力(暗順応状態)から明視力(明順応状態)への移行状態を考えると適当とは言えません。

0.01mL という輝度に特別な意味はありませんが、少なくとも現在の X 線透視で実現可能であるという値ではあります。同時に我々が慣れ親しんでいる低輝度レベルに比べると明らかに優れています。これは、非常に痩せた患者の肺野を透視する場合のような、比較的良好な条件に相当するものと言えます。もう一度図 7-A をみると、このグラフはごく一般的な通常型の透視装置で得られたもので、輝度 0.01mL は木製ファントムを約 8cm まで薄くしたところで得られています。本稿の別の所で述べたように、厚さ 8cm のファントムは X 線透視では厚さ 16cm の患者の胸に概ね相当します。肺以外の軟部組織では、8cm 厚ファントムと同程度の X 線吸収に相当するのは厚さ 7cm 以下である必要があります。

図 7-B の 3 番目のグラフ(100kVp, 視野 5cm × 5cm)では、条件が改良され電圧も高いことから、輝度 0.01mL がファントム厚 13cm, 電流 7.4mA(皮膚線量 27.4R/分)で得られています。現在、図 7-A と 7-B の違いによる方向をさらに推し進めて改良できないか、研究中です。図 4, 表 I に示すように、我々の自家製パイプライン透視装置による経験ではこれは可能と思われる。

Pressdwood はファントム実験には非常に便利な材料です。実効原子量はヒト組織とあまり違いません。しかしその密度は、平均的なヒトの腹部とは大きく異なります。我々は Patterson B 型透視装置で、腹部、胸部の輝度について一連の正確な測定を行ないました。Pressdwood には、異なる密度のものがありますが、我々のものは 0.975g/cm<sup>3</sup> です。

ヒトには大きな個人差があります。腹部厚 1cm に相当する木製ファントムの厚さは 0.95～1.35cm, 平均 1.16cm でした。例えば平均的な厚さ 17cm の場合、X 線上同じ効果を持つ木製ファントムは 19.8cm でした。

胸部厚 1cm については、木製ファントム厚は 0.44～0.64cm, 平均 0.5cm でした。例えば平均的な厚さ 25cm の場合、X 線上同じ効果を持つ木製ファントムは 12.5cm でした。

## グリッドの併用

最新のアメリカ製グリッドは技術的に非常に優れていることから、これによる透視画像改良の可能性を考えました。図 7-D に理論的、ならびに実験的なデータを



示します。これまで研究した範囲では、グリッドの使用には否定的です。グリッドによる輝度の低下は、管電圧を 80kVp から 60kVp に低下させることに匹敵します。患者と術者の皮膚線量の低減という観点から言えば、コントラスト増強のためにグリッドを使用するよりも管電圧を下げる方が良いように思えます。しかしこれにはもう一つ別の問題があります。我々の実験は、まだ最終結論を導くに至っていませんが、第一に、管電圧 60～100kVp で言えることが、120～140kVp の範囲では必ずしも当てはまらないことです。高電圧とグリッドの併用が改良につながるかどうか、我々はまだ判断できていません。第二に、もっと体感的な研究の余地があることです。Macbeth 輝度計を使用して木製ファントムのコントラスト、輝度の吸収曲線の傾きを定量的に測定するだけでなく、特別なファントムを使ってさまざまな技術的要因が及ぼす変化を体感的に評価する実験を予定しています。

### ファントムの開発

多くの研究者が、透視の有効性を何らかの方法で調べるためのファントムを開発しています。Burger & Dijk[4-6] もこの方面で良い仕事をしています。彼らはベークライトに異なる直径の穴を開け(「視力」の測定用)、ベークライトの厚さを変化させました(「輝度識別力」の測定用。厚いほど穴のコントラストが大きくなる)。この穴を開けたベークライト板を別のベークライト板に挟んで、ファントムとしています。

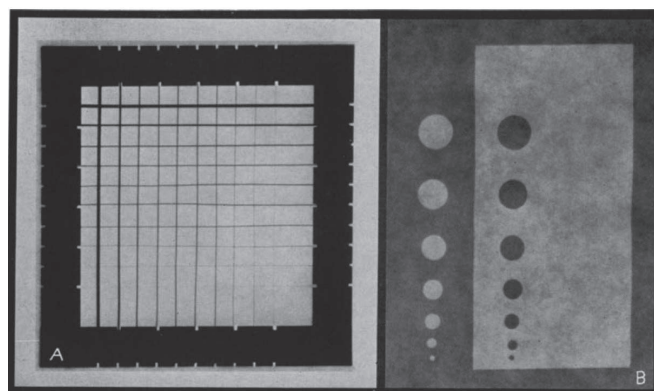


図 14. 多くの研究者が X 線透視の生理学的限界を評価するためにさまざまなファントムを利用している。

A. 4 × 4 インチの金属板に、10 本のワイヤを伸ばして格子状に並べたもの。ワイヤの直径は 0.04 インチから 0.003 インチまで順に細くなっている。このようなワイヤの格子をパラフィンと木製ファントムに包埋し、低輝度レベルにおける視力の低下を証明した。異なる透視装置を比較する場合、このようなファントムを使うと焦点の大きさによる固有の鮮鋭度の差異などを、特定の透視装置の特定の輝度における視力の低下とあわせて評価できる利点がある。

B. X 線透視では、金属片よりも軟部組織を検査することの方が多い。このファントムは、「陰性陰影」(左側にある木製ファントムにさまざまな直径の穴をあけたもの)と、「陽性陰影」(右側にある厚さ 0.67cm の木板のボタンを 5cm × 10cm × 0.67cm の含気腔の中に置いたもの)を X 線透視で一般的な輝度レベルで模したものである。ワイヤ格子ファントムと同じように、さまざまな厚さの木製ファントムをこの前後に置いて使用する。

我々は Pressdwood(Pressdwood の材質と強度が加工に適さない場合はベークライト)を使って比較的うまくいっています。図 14-B に、非常に薄い我々のファントムを示しました。さらに層を重ねてゆくと、輝度が臨床状況に近いレベルまで低下してゆきます。小さな穴と突起はそれぞれ陰性陰影(透過性陰影)(黒い陰影)、陽性陰影(不透過性陰影)を模したもので、次第に不明瞭になってゆきます。サイズの順に小さなものがすべて消失し、最後は最も大きなものが残ります。

このようなファントムを使って、異なる透視装置、透視方法を比較する場合、「輝度識別力」に触れずに「視力」を問題にしたいことがあります。このために、一連の径が異なるワイヤを金属板の上に延ばしてパラフィンに包埋したものを作成して(図 14-A)、木製ファントムと併用した。8 本のワイヤの径(インチ)は太い順に、0.04, 0.025, 0.016, 0.014, 0.0125, 0.011, 0.009, 0.0065, 0.005, 0.003(米国式ゲージでいうと 18, 22, 26, 27, 28, 29, 31, 33, 36, 40)。

この 2 つのファントムを使用すると、異なる透視装置、同じ透視装置での異なる条件設定において、さまざまな体厚における限界値を知ることができます。

蛍光板の化学、物理学に立ち入る時間はありません。私の蔵書から、放射線科医の興味をひくであろうものをいくつか挙げておきます[25, 32, 33, 50]。特に現在我々が Patterson B 型として良く知る蛍光板の発明者である Levy & West の功績を特に強調しておきます。

Dr. Henny は Patterson B 型蛍光板を徹底的に研究し、透視の特殊な問題についていくつか論文を著しています。それによると蛍光板は、増感紙と同じように「温度係数」を持っており、一定の X 線を照射しても温度が低下すると発光量が増加します。正確な計測によると、蛍光板の温度係数は、X 線フィルム用 Par Speed

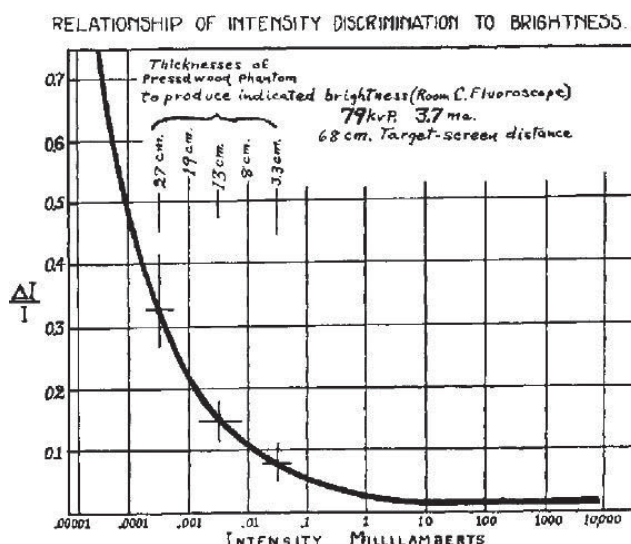


図 15. Hecht より。輝度識別力 ( $\Delta I/I$ ) は、特定の輝度の下で、輝度の差を認識するために必要な輝度の増分率である。この曲線から、特定の輝度となる木製ファントムの厚さを知ることができる。木製ファントムの厚さに 0.86 をかけるとヒトの腹厚に換算できる。

Patterson 増感紙に比べて非常に小さいことがわかっています。つまり、温度を下げると蛍光板の輝度が僅かに増加しますが、Par Speed 増感紙で挟んだ X 線フィルムの濃度の増加の方が大きいのです。現状ではこの性質には実用的、臨床的な意義がないことは明らかです。室温は、透視における蛍光板に何ら影響を与えるほど変化しません。室温調節の範囲が限られている現状において、蛍光板を非常な低温に置くことによって得られる輝度上昇は、通常の室温の中でこの低温を維持する装置を開発するほどの価値はありません。

Dr. Henry の非常に実用的な結果を図 4-C に示します。通常の透視に使う電圧の範囲では、被曝線量 (R/分) と蛍光板の輝度は概ね比例します。しかし X 線の強度が非常に強くなると輝度が低下すると考えられる十分な理由があります。つまり、通常の臨床使用範囲では電圧とは無関係に、0.31R/分の X 線は 0.01mL の輝度、0.62R/分ならば 0.02mL の輝度が得られますが、3.1R/分の場合は 1.0mL 以下となると推測されます。蛍光物質が、X 線その他のエネルギーによる励起が増加する際に、それに対して無制限に多くの蛍光を放出することはあり得ないと考えれば、驚くにはあたりません。Dr. Henry はさらに研究を進めており、範囲外の電圧

について報告しています。彼は既に図 4-C のように、電圧を通常の臨床使用範囲を超えて増大させると、電圧への依存性が現われることを示しています。

図 4-C について重要なことは、放射線科医が、Macbeth 輝度計を用意する必要なく、自分の透視装置で科学研究を行えることです。Victoreen チェンバーと木製ファントムがあれば、さまざまな体厚の患者において蛍光面上の線量 (R/分) を知ることができます。図 4-C を見れば、R/分値を輝度 (mL) に換算できます。本稿の主旨のひとつは、透視医がそれぞれ自分の状況における限界値を知ることができることです。それぞれが、(a) 特に厚い腹部を透視する場合、(b) 平均的な腹部を透視する場合、(c) 平均的な胸部を透視する場合などに、自分の輝度識別力と視力がどの程度のものかを確認して欲しいのです。線量計、木製ファントム、図 4-C のデータ、図 15, 16 の生物物理学者や生理学者のデータも参照すれば、透視検査室で直面する問題を解決する手段を手にすることができます。

これを行なうことによって放射線科医は、最も重要な武器である X 線透視について、新たな洞察を得る事ができるでしょう。透視の X 線がいかに多く患者によって吸収されるかを知って驚くことになるでしょう。一

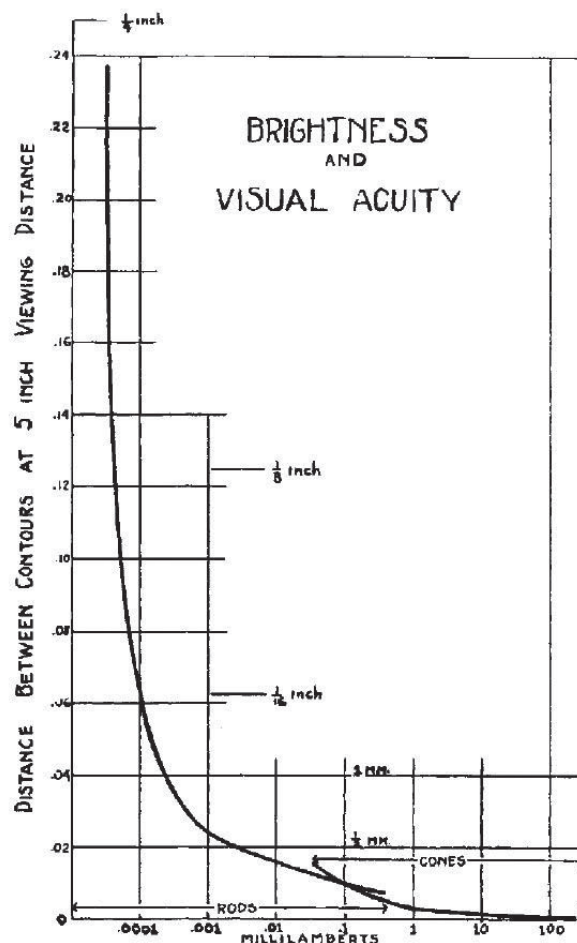
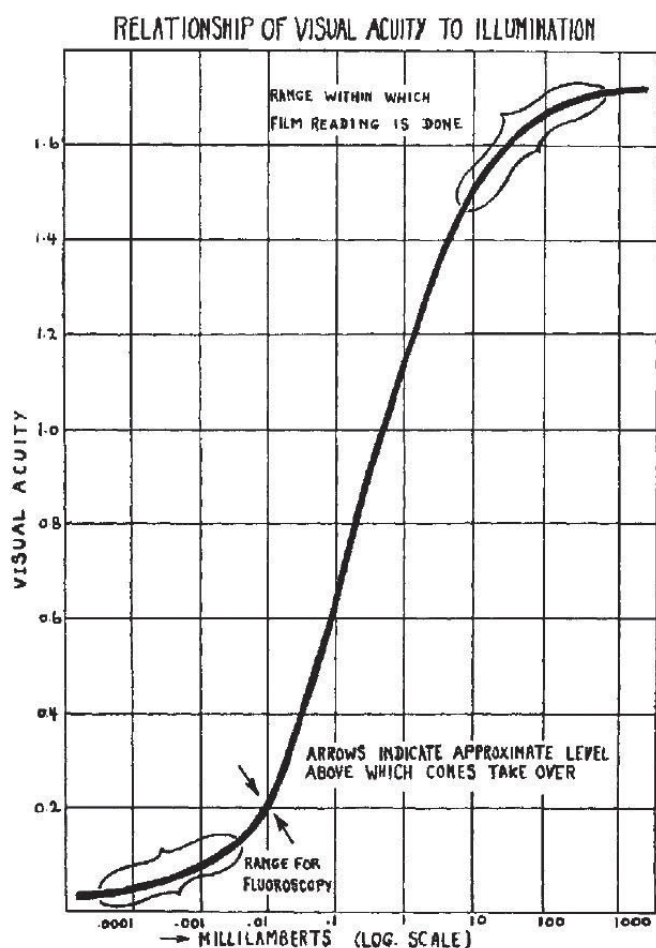


図 16. 視力は 2 つの物体が独立して識別できるために離れている距離の見込み角 (単位: 分) の逆数として定義される。左のグラフ (Hecht による) で括弧で示した部分は、フィルム撮影、透視の一般的な輝度範囲である。桿体視力と錐体視力の境界を示したが (矢印)、この移行は突然起こるものではないので議論のあるところであるが、網膜生理学においてより重要なことは、輝度 0.01 ~ 1.0mL の範囲における曲線の傾きである。右のグラフは自験例であるが、Hecht のグラフに基づいてさまざまな輝度の緑色光における視力を示す (Hecht[21], 271 頁, 図 25)。ここでは「視力」ではなく、物体の間隔をプロットしている。



般的な最新の透視装置でも、10cm 厚の腹部では入射光線のうち蛍光板に到達するのは 1/2,000 に過ぎません。言い換えれば、0.015R/ 分の放射線が蛍光板に到達するためには (そして約 0.0005mL の輝度を発生するには)、皮膚線量は 30R/ 分のオーダーである必要があります。

最新の蛍光板は、優れた解像度とコントラストを持っています。高精度の写真を撮れば、驚くほど良い写真が得られます。しかし、X 線透視の不十分さは装置に起因すると考えるから驚くのです。実際には人間の網膜の機能的な限界なのです。

蛍光板上で放射線科医が目にする画像の細部、コントラストが、X 線フィルムと同程度であったとしましょう。この場合、透視検査は、あらゆる方向あるいは 2-3 の選択した方向から撮影した、すべてのあるいは選択した位相の画像を、数千枚の高画質の X 線写真をシネのように観察することと等価であると言えます。現在の X 線フィルムは、このような装置にはかなわず、正常生理学や病態生理学が、解剖学や肉眼病理学が既にそうであるように、放射線科医の守備範囲となるでしょう。

### 電子顕微鏡・テレビ技術応用の可能性

前述の網膜生理学を考えると、X 線透視における革命的な変化に求められるのは 10 倍、100 倍程度の輝度増加でないことは明らかです。1,000 倍オーダーの増加が必要なのです。これが実現する可能性はどの程度あるのでしょうか？

私の考えでは、これは直ぐそこまで来ていて、これが実現した暁には、医学、放射線医学にとって、世紀の変わり目に起こった X 線撮影、X 線透視の登場と同じような革命的なものとなるでしょう。これが実現途上にあることは、電子顕微鏡、テレビ送信機の領域における近年の実績が証明しています。

数ヶ月前、私は New Jersey 州 Camden で R.C.A. 社の電子顕微鏡の画面を見る機会に恵まれました。ガラスレンズで光線が焦点を結ぶように、磁気レンズで電子線が焦点を結びます。R.C.A. の電子顕微鏡の電子線の周波数は、可視光の波長のおよそ 1/1,000 に相当します。これにより大きな解像力と、顕微鏡自体によって得られる拡大に写真の引き延ばしを加えて 10 万倍もの拡大率が得られています。

電子顕微鏡 [18] では、「電子銃」から発生した電子線が、光学顕微鏡における集光レンズに相当する磁気レンズコイルによって集束されます。集束した電子線は観察する標本に焦点を結びます。標本から検者に向けて放出される電子線は、また別の磁気レンズで焦点を結んで高拡大の画像となります。この画像は、蛍光板によって可視化されます。(フィルム撮影が目的であっ

ても、結像、視野選択は蛍光板によります)。同様な原理が X 線透視にも使えることは明らかだと思います。既にテレビではこれが取り入れられています。

テレビカメラでは、カメラレンズの光が光電面に結像し、ここから入力光の輝度に応じた電子が放出されます。電子は技術用語で「電子像」と呼ばれるものを作ります。ここで光の代わりに X 線を光電面に当てれば、やはり電子像が得られます。テレビ送信装置の電子像は磁気レンズで集束され、次の段階でテレビの場合は電子線の走査が行なわれます。この走査の段階では、電子線の断面積の数千分の一という非常に狭い開口部を通過する電子だけが利用されるので、電子画像のエネルギーは 0.01% を残して捨てられます。全エネルギーのうちこのような僅かなエネルギーでもテレビ送信には十分である理由は、光電面で電子像が形成された後、電子が電位差によって加速され、テレビ送信管の他端に到達する時点ではスタート時点に比べて非常に大きなエネルギーになっているからです。これは陰極と陽極の間の電位差で電子線が焦点に衝突する陰極線管と同じ原理です。

このテレビ、電子顕微鏡の原理を X 線透視に応用する場合、画像を走査する必要はないので 99.9% 以上のエネルギーを捨てる必要はありません。捨てずにこれを加速管の電子像を作る光電面と反対側にある蛍光面に結像させます。画像のサイズを変更する機能を利用するかどうかは分かりませんが、元の光電面の画像よりもかなり小さくすることによって、輝度を増加する方法を工夫できるのではないかと思います。画像の拡大率を変化させたいこともあるでしょう。これは単に磁気レンズのコイル回路の電流を制御することにより可能です。

経済的な問題についても言及しなくてはなりません。R.C.A. 社の Camden 工場で 5 台の電子顕微鏡が製造されています。価格は 9,400 ドルです。非常に良くできた装置で、9,400 ドルという価格はどう見ても非常に廉価です。数多く製造されれば価格はさらに下がるでしょう。この装置の最も高価な部分は、磁気レンズ電源の安定器と加速管の電源供給部だと思います。R.C.A. 電子顕微鏡では、電圧、電流の制御が非常に重要なので、電源はおよそ 1/60,000 の精度の安定性が必要とされます。

これが X 線透視医の手中に収まると、その手技は現在と大きく異なるものとなるでしょう。レントゲン写真への興味は薄れるでしょう。画像の「長期保存」の意義が議論され、このような X 線写真として得られる長期保存記録が重要となるでしょう。実際、我々がかりつけの医者の方に行ったり、あるいは高名な内科医の患者となる場合、その医師が所見の写真記録の手段を持っているかどうかは気にしません。X 線透視医

には高度のトレーニングが必要になるでしょう。(現在のX線フィルムのように簡単にやりとりできなくなると、X線撮影家も我に返るでしょう)。実際の検査では、患者をさまざまな方向に回転しすべてを観察することができますから、数千枚ものフィルムに相当する画像を手にすることになります。このような事は実現不可能と思うのでしょうか？ 周辺領域で実現されていることを考えれば誰もそうは思わないでしょう。Schenectady

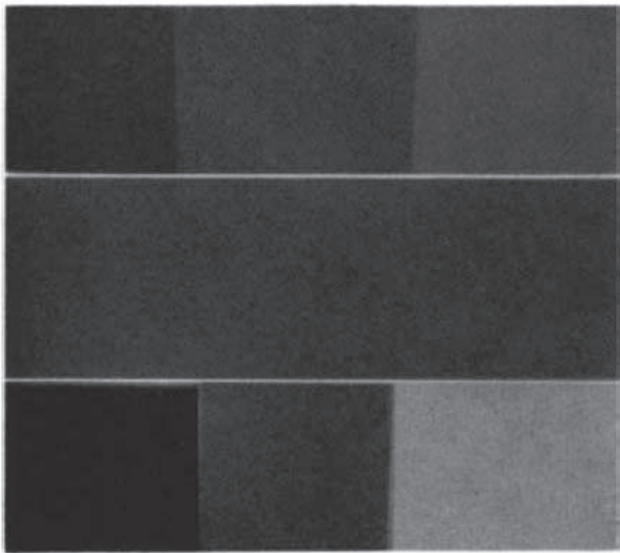
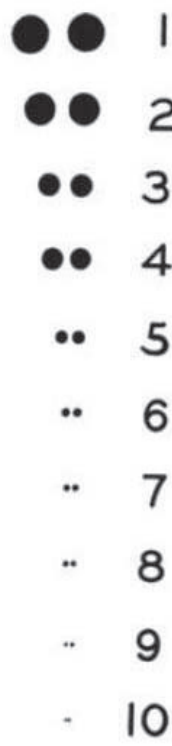


図 17. 上図. Dr. Henry が作成した視力による「順応計」。点の径が小さくなると同時に、その間隔も狭くなっている。実際に使用する時は、これを透明ポジフィルムに焼いたものを透視装置の鉛遮蔽ガラスの上に重ね、蛍光板の照射野の下で検査台上に 3mm 厚銅フィルターを置いて使う。この銅フィルターは蛍光板の輝度レベルを、体格の良い患者の腹部の透視検査程度に低下させる。何番の点まで分離して見えるかを読むことによって、視力の暗順応を知ることができる。

下図. 著者が作成した輝度識別力による「順応計」。下段には高コントラスト、上段には低コントラストが表示されている。絞りと蛍光板の間にウェッジフィルターあるいは階段フィルターを置き、コントラストが失われないようなフィルターの厚さが暗順応の指標となる。

の GE 社研究所 Dr. Irving Langmuir が既に端緒を開いています (図 18)<sup>\*6</sup>。

Dr. Langmuir の特許が下りたのはおよそ 3 年前ですから、一般的に言って申請はその 2 年くらい前でしょう。Camden の R.C.A. Victor 研究所や電子顕微鏡を開発したその他の研究施設の物理学者、技術者の業績からして、X 線透視画像を電子加速する実際的な装置の開発にそれほど時間がかかるとは思えません。おそらく必要なことは、物理学者や技術者が、より明るい X

<sup>\*6</sup> 1942 年 1 月 20 日付け米国特許 2,270,373 「中性子画像変換装置」は、ドイツの Hartmut I. Kallmann (Berlin-Charlottenburg), Ernst Kuhn (Berlin) に認められており、Frankfurt am Main の I.G. Farbenindustrie 社に譲渡されている。申請書の付図では、X 線透視とおなじように、中性子線が人体を透過した後に光電面に当たっている。光電面あるいは「中性子反応層」から放出される「荷電粒子あるいは電子」は静電場によって加速され、静電レンズあるいは電磁レンズによって蛍光板に結像する。(図には電子加速による「第 2 段階」と書かれており、これは図 18 に示す Langmuir の装置と同一に見える)。

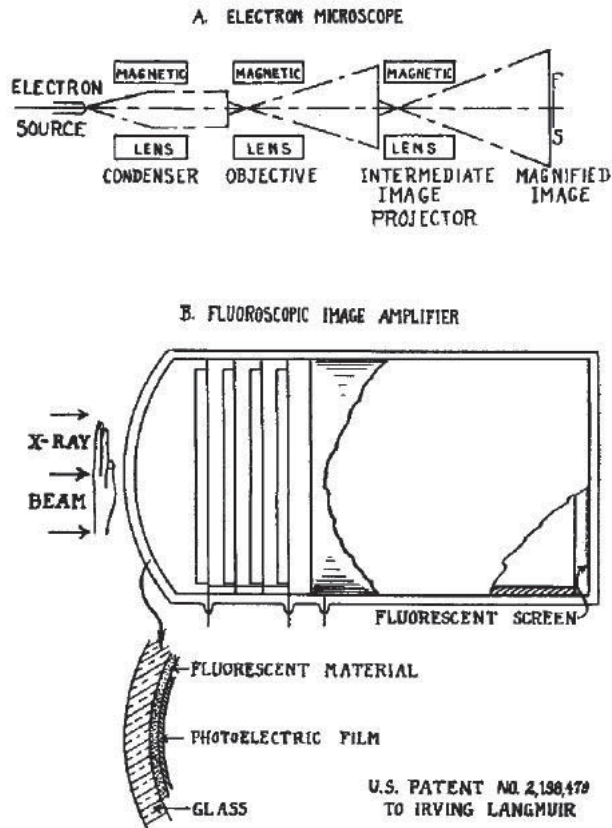


図 18. 蛍光板の画像は、技術的には X 線フィルムの画像と鮮鋭度、コントラストにおいて等しいが、低輝度における視力と輝度識別力の低下という網膜生理学の制約によって、鮮鋭度、コントラストが多少なりとも失われる。このことから、X 線透視の改良のためには、輝度レベルを 1,000 倍のオーダーで増強する必要がある。

A. 電子顕微鏡における電子像では、数千倍に拡大しても著しく良好な解像度が保たれている。このような拡大は必然的に輝度の低下を伴うが、電子顕微鏡の結像面の蛍光板では十分な高輝度が得られている。これは電子像のエネルギーを、真空管内で静電的に加速することによって著しく増幅しているためである。同様なことが、テレビ送信機の走査管では磁気レンズによって実現されている。テレビカメラでは、通常光をレンズで「光電フィルム」に結像させて電子像を作り、この電子が静電場によって加速される。

B. Langmuir による X 線透視像増幅装置。このようなシステムが X 線透視を適用すれば、臨床医学に革命的影響を及ぼすであろう。



線透視画像の必要性和それが人類に与える恩恵を実感してくれることでしょう。結局のところ、光学顕微鏡よりも大きな拡大が生物学者や物理学者に非常に大きな価値があることを物理学者が実感することは容易だったのです。X線透視の場合、ここに述べたような理論的なアプローチによってしかその可能性を実感できないので、必要性を明らかにすることが容易ではありません。

X線透視画像の拡大における電子加速の可能性について、もう一点付け加える必要があります。拡大率がどのくらいになるかはわかりませんが、そのすべてを蛍光板の輝度上昇に振り向ける必要はないと指摘することはできます。その一部をX線量の低減に利用することができます。私の考えでは、蛍光板輝度の上昇とともに、皮膚線量(R/分)をかなり低減できる可能性が十分あると思います。

### 当面の課題

しかし、蛍光板の輝度を1,000倍にする目標がいかに間近に迫っているとしても（私はそれは思うよりもずっと間近にあると思っているのですが）、我々は当面は現状のX線透視に固有の限界に対処してゆかなければなりません。もっと良いものが現われるのを待つ間、何をなすべきでしょうか。私の考えは以下通りです。

1. まず初めに、放射線科医はこれまで以上に、推測を廃し、X線透視技術をもっと科学的に評価しなければなりません。誰かのように暗順応の原則を無視したり、（私もそうですが）単に時計に頼ったりせずに、毎回とは言いませんがときどき自分の暗順応をチェックすることが必要です。数年前、Dr. Newell と私は、暗順応の程度を評価するに十分と考えられる装置を開発しました。これはラジウムと混合したタンゲステン酸カルシウムの小さな試料のスポットを並べたもので、蛍光線源のサイズを小さくしたり、これを稀釈することによって、暗順応が不十分な目では次第にスポット見えなくなるように配置されています。最も小さな、最も弱い蛍光スポットまですべて見えれば、完全に暗順応していると言えます。もちろんこれは、視力や輝度識別力というよりも輝度閾値を評価する試験です。Dr. Henry は私に、この問題についてこれとは全く異なる方法を教えてくださいました。これは皆さんにも役に立つと思います。図 17 にあるように、一連の黒い点が並んでおり、数字が 1～10 に増えるにつれて、点の直径と間隔が小さくなってゆきます。直径(mm) は大きい順に 8, 6.5, 4.5, 4.4, 2.5, 1.8, 1.3, 1.0, 0.8, 0.5 で、点の間隔(mm) は同じく 4, 2.8, 2.0, 1.5, 1.0, 0.8, 0.4, 0.4, 0.3, 0.1 です。直径の変化と間隔の変化は、必ずしも一致しないことに気づかれたと思います。もともとの作業は画用紙の上で行ない、この数字は暗順応の評価用に透視室で使っている写真フィルム上で直接計測

したものです。実際の方法は次のようなものです。

透視装置はいつでも再現できるように、ルーチン設定とします。水平な透視台の上に 3mm 厚の銅フィルターを載せ、細い X 線束をこのフィルターを介して蛍光板に照射します。蛍光板は標準的な距離、できれば検査台上 12 インチとします。図 17 に示した黒点を写した写真フィルムを蛍光板上の明るい部分に置き、分離して見える点が何対あるかを読み取ります。目が良く順応していれば、5 番、6 番あたりまではっきり分離して見えますが、それより下は染みのように融合して見えます。ちなみにこの方法で 3mm 厚銅フィルターを介して得られる輝度は、10 インチの木製ファントム、9 インチの腹厚に相当します。この Dr. Henry の視力に基づいた順応計は、輝度閾値の計測よりも、X線透視医には明らかに適しています。

さらに最近、我々は視力ではなく輝度識別力に基づく透視医のための順応計を実験しています。図 15, 16 に示すように、低輝度レベルにおける輝度識別力低下は、透視医にとっては視力の低下よりも大きな問題です。図 17 の下に、最新の順応計フィルムを示しました。これは不透過性物体の階段です。アルミニウムを使ったものです。我々のものはまだ始めたばかりで、皆さんは簡単に改良できるでしょう。ここに示したアルミニウムの厚さは、次のようなものです。中段の 2cm × 2cm の領域は厚さ 20mm です。上段の 2cm × 2cm の領域はそれぞれ 19, 20, 21mm、下段は 17, 20, 23mm です。この階段を使った測定は次のように行います。透視装置、銅フィルター、順応計フィルムの配置は、Dr. Henry の視力計測法と同じです。絞りは、蛍光板の 2 インチ四方が照射されるようにセットします。階段フィルムをこの中央に置きます。銅の階段あるいはウェッジを検査台上の線束内に置き、小さな濃度差がほとんど見えなくなる銅の厚さを測定値とします。この装置が普及すれば、標準化して機械化することも明らかに可能です。前述のようにこのフィルムの改良は容易で、我々自身も現在の方法に実用上満足しているわけではありません。それでもあえて現時点で紹介する理由は、透視医が十分暗順応していると自己判断せず、ベストな輝度識別力に到達していることを知る重要性を強調したいからです。

2. 次に、暗順応に十分配慮したら、放射線科医は自分の装置の限界をよく知る必要があります。自らの能力のなさを知らずして、どうして蛍光板をみて所見の有無を言うことができるでしょうか。線量計と Dr. Henry の B 型蛍光板のグラフ(図 4-C) から、透視医は検査中の輝度レベルをかなり正確に知ることができます。木製ファントムや、様々な体厚の異なる患者の計測から、単に巻き尺をあてるだけでこれを知ることができます。これを図 15, 16 のようなデータに当てはめれば、特定に状況において自分の輝度分解力や視力が

どの程度のものかを知ることができます。

3. 第三に、視力が最も重要で輝度識別力は二の次の場合（例えば小さな金属異物の検査の場合）、3～6ジオプターの眼鏡をかけると、画像が結像する網膜の範囲が広がるので視力の助けとなります。例えば視力が0.06に制約されている状態では、蛍光板から5インチの位置で見る場合、間隔が0.24インチ以下のものは識別できません。目をもっと近づけると、網膜上に投影する弧長が長くなるので、識別できるものはもっと小さくなります。これには5セントショップ、10セントショップ、25セントショップなどに良いレンズがあります。ここに手にしているものも25セントでしたが、今お話ししたような状況では非常に役立ちます。このようなレンズが通常の透視ではあまり役立たない理由は、これまでに強調してきた理由によります。すなわち、通常のX線透視では輝度識別力の低下の方が視力の低下よりも重要だからです。

4. 現在使われている透視装置の中には、性能に問題があり、改良の余地のあるものがあります。焦点-被写体距離は18インチ以下にしてはならず、最も良い傾斜検査台でもほとんど上限といえる26インチであっても、短いよりはましです。ケーブル接続X線管球は、油浸装置にくらべて電圧、電流を幅広く設定できるのでより好適です。

X線管球の選択は重要です。現状では、問題のない管球はないと言えます。最近開発された米国陸軍野戦部隊の管球は、その目的には理想的ですが、100kVpという制限がX線透視には問題となります。さらなる知識、経験の蓄積の照らして、X線透視の管球には次のような条件が、必須とは言わないまでも望ましいと考えます。

- A. 全波整流、4球変圧器で、120kVpで動作すること。
- B. 耐衝撃性、ケーブル接続、油絶縁であること。
- C. 筐体を冷却する手段を有すること（米国陸軍野戦部隊管球のような強制空冷方式、あるいは冷却水ジャケットや冷却コイルによる循環水冷方式）。強制空冷方式は十分であることがわかっており、複雑な循環水冷方式は不要になるかも知れません。
- D. 陽極基部は空洞になっていて、できるだけ焦点の近くまで銅極に冷却油を循環できること<sup>7</sup>。

<sup>7</sup> 現在の油絶縁、ケーブル接続型のX線管球の多くは、絶縁油を強制循環して熱を陽極から筐体に非常に速やかに伝導している。米国陸軍野戦部隊のX線管球は、このために特別なモーターによって動く羽根車を備えているが、このような装置がなくとも、管球の両極に加える電圧を整流すると静電力による対流によってオイルは非常に効果的に対流する。（自己整流による交流の場合はこの静電力は存在しない）。しかし焦点から発生する熱を循環油に伝えるためには、陽極の基部に伝導する必要がある。遠隔透視の利点を最大限に活用するために必要な最大入力、冷却油を空洞にした陽極基部に誘導するような構造が不可欠である。

平均的な透視装置のもう一つの改良すべき点は、通常の設定に対するブースター設定、すなわち高出力設定を欠くことです。透視力の増強、放射線防護いずれの立場からも、透視装置は少なくとも2つの設定、すなわちフットスイッチでオンになり、長期間の観察に十分かつ可能な限り低線量な使える設定と、手を離すと元の（フットスイッチの）設定に戻るプッシュボタンによってオンになる、許容範囲内で可能な限り高出力な設定を備えていることが望ましいと言えます。我々はこのようなブースター機能を透視装置に追加してから数年になりますが、これが重要であることを確信しています。

5. 最後に、近年の夜間飛行に関連する生理学者の研究によって得られた明順応、暗順応の知見を活用できるようになっています。ナチと戦うべく大空に飛びたつ英国軍夜間戦闘機のパイロットの能力が、完全な暗順応にかかっていることは明らかです。この必要性欠くべからざる研究の重要性は図12に示されており、図10-Cにもヒントがあります。波長が6,700Åより長い赤色光は、ロドプシンを消費しません。このような深赤色の光はどんなに強くても、桿体の感度を低下させないのです。我々は、高度の暗順応を維持しながらも、透視検査の間に何か作業したいという問題に対する科学的な解決法に向けた研究を始めました。現状では、部分的な解決法が利用可能です。既に皆さんは、人工光だけを使うようにすると透視に必要な順応が早く得られることに気付かれていますと思います。人工光からのいわゆる「白色光」といってもより短波長のスペクトルの青色端に比べれば弱いので、ここで問題にしている深赤色光には部分的にしか関与しません。桿体視力を完全に温存する方法が見つかるか否か分かりませんが、作業環境から昼光を排除することにより暗順応に要する時間を短縮できます。Temple大学病院で、最近我々は暗順応に役立ち、なおかつ不快感の少ない人工照明の色について研究を開始しました。空調と換気が発達した現在、窓と遮蔽扉を締切って昼光を遮蔽し、放射線部門全体をこのような環境にすることは難しいことではありません。予備実験の結果では、透視室に入る何時間も前から短波長の光線を浴びないようにすると、通常30～40分かかる暗順応時間が数分で完成することが分かっています。この我々の研究では、当然のことながらフィルムを照射する光の色と強さについても調べています。

最後に、ほぼ1年前、私がWasson会長の指名を受入れた時、X線透視について自分がわかっていることも分からないほど何も知らなかったということを、今さら言う必要もないと思いますが、私の無知はいまなお深いもので、1,2年経っても同じでしょう。この間、皆さんが関心を持たれるもの、意義あるものをお伝えできたかどうか分かりませんが、この仕事の刺激を大



いに楽しんできました。特に物理学者への憧憬を新たにしました。何年も前、我々は放射線治療、放射線防護に関して物理学者のお世話になりました。最近では、放射線治療の仕事に余裕のできた物理学者が、X線撮影の分野で我々を大いに援助してくれています。物理

学者 Dr. George C. Henney は今夜ここで話した仕事の指導者であり、私はこの1年で物理学者がいかに重要かという経験を新たにしてきました。このことをあらためて述べることで、私の仕事における物理学者の貢献を正しくお伝えできればと思います。

## 【参考文献】

## REFERENCES

1. ADAMS, DOROTHY: Dark Adaptation (A Review of the Literature). No. 127 of Special Report Series, Medical Research Council, London, 1929.
2. ÅKERLUND, ÅKE: Protection from the Rays of the Present Swedish Roentgenoscopy Apparatus. *Acta radiol.* 16: 379, 1935.
3. BROWN, PERCY: Inception and Development of Fluoroscopy: Influence of Carman on Its Status in America. *Minnesota Med.* 18: 699, 1935. Reprinted in this issue of *Radiology*, p. 414.
4. BURGER, G. C. E., AND VAN DIJK, B.: Physiological Foundations of Screen Examination. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 54: 492, 1936.
5. BURGER, G. C. E., AND VAN DIJK, B.: Further Investigations of the Physiological Bases of Fluoroscopy. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 55: 464, 1937.
6. BURGER, G. C. E., AND VAN DIJK, B.: Determination of the Smallest Apparent Object Size with Fluoroscopy. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 58: 382, 1938.
7. CARMAN, R. D.: Technic of Roentgen-ray Examinations of the Gastro-Intestinal Tract, and the Interpretation of the Screen and Plate Findings. *J. A. M. A.*, 61: 321, 1913.
8. CARMAN, RUSSELL D., AND MILLER, ALBERT: Roentgen Diagnosis of Diseases of the Alimentary Canal. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1917.
9. CHRISTENSEN, H.: Several Physiological and Physical Considerations as to the Efficiency of Fluoroscopy. *Acta radiol.* 17: 169, 1936.
10. CILLEY, EARL I. L., LEDDY, EUGENE T., AND KIRKLIN, B. R.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. II. Some Considerations of the Size of the Beam Used in Roentgenoscopic Examination. *Am. J. Roentgenol.* 32: 805, 1934. (For complete series see references 11, 12, 13, 14, 28, 29 and 46.)
11. CILLEY, EARL I. L., LEDDY, EUGENE T., AND KIRKLIN, B. R.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. III. The Protective Power of the Barium-filled Stomach. *Am. J. Roentgenol.* 33: 88, 1935.
12. CILLEY, EARL I. L., KIRKLIN, B. R., AND LEDDY, EUGENE T.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. IV. A Detailed Consideration of the Doses Received by the Fingers of the Examiner. *Am. J. Roentgenol.* 33: 390, 1935.
13. CILLEY, EARL I. L., LEDDY, EUGENE T., AND KIRKLIN, B. R.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. V. Some Considerations of the "Dose" Received During Examination of the Colon. *Am. J. Roentgenol.* 33: 787, 1935.
14. CILLEY, EARL I. L., LEDDY, EUGENE T., AND KIRKLIN, B. R.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. VI. Some Studies of the "Doses" Received by the Body of the Examiner. *Am. J. Roentgenol.* 34: 241, 1935.
15. COWIE, DEAN B., AND SCHEELE, LEONARD A.: A Survey of Radiation Protection in Hospitals. *J. Nat. Cancer Inst.* 1: 767, 1941. (See also reference 44.)
16. DUMOND, JESSE W. M.: Technic of Stereofluoroscopy. *Radiology* 19: 366, 1932.
17. GARLAND, L. H.: Role of Fluoroscopy in the Diagnosis of Pulmonary Tuberculosis. *Am. Rev. Tuberc.* 45: 1, 1942.
18. HANCHETT, GEORGE: Caldwell Tilt Table for Fluoroscopy. *Am. J. Roentgenol.* 5: 560, 1918.
19. HECHT, SELIG: Nature of Foveal Dark Adaptation. *J. Gen. Physiol.* 4: 113, 1921.
20. HECHT, SELIG: Relation Between Visual Acuity and Illumination. *J. Gen. Physiol.* 11: 255, 1928.
21. HECHT, SELIG: Rods, Cones, and the Chemical Basis of Vision. *Physiol. Rev.* 17: 239, 1937.
22. HECHT, S., HAIG, C., AND CHASE, A. M.: Influence of Light Adaptation on Subsequent Dark Adaptation of the Eye. *J. Gen. Physiol.* 20: 831, 1937.
23. HENSHAW, PAUL S.: Biologic Significance of the Tolerance Dose in X-Ray and Radium Protection. *J. Nat. Cancer Inst.* 1: 789, 1941.
24. HETHERINGTON, H. W., AND FLAHIFF, E. W.: Fluoroscopy in Tuberculosis Case-Finding. *Am. Rev. Tuberc.* 27: 71, 1933.
25. HIRSCH, I. SETH: A New Type of Fluorescent Screen. *Radiology* 7: 422, 1926.
26. IMBODEN, H. M.: Progress in the Development of Roentgen Ray Apparatus. *Am. J. Roentgenol.* 26: 517, 1931.
27. JACKSON, C. L., AND CHAMBERLAIN, W. EDWARD: The Biplane Fluoroscope as an Aid in Bronchoscopy. *Ann. Otol., Rhin. & Laryng.* 45: 1143, 1936.
28. LEDDY, EUGENE T.: The Dangers of Roentgenoscopy: Summary and Recommendations. *Am. J. Roentgenol.* 38: 924, 1937.
29. LEDDY, EUGENE T., CILLEY, EARL I. L., AND KIRKLIN, B. R.: Dangers of Roentgenoscopy and Methods of Protection Against Them. I. General Review of the Problem. *Am. J. Roentgenol.* 32: 360, 1934.
30. LEDOUX-LEBARD AND SAGET: Fluoroscopic Examination in a Lighted Room. *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France* 24: 430, 1936.
31. LEKNER, HENRY H.: Biophotometric Measurements of Dark Adaptation Among Roentgenologists. *Am. J. Roentgenol.* 45: 753, 1941.
32. LEVY, LEONARD A., AND WEST, DONALD W.: Photometry of X-ray Fluorescent Screens. *Brit. J. Radiol.* 21: 104, 1925.
33. LEVY, LEONARD A., AND WEST, DONALD W.: A New Fluorescent Screen for Visual Examinations. *Brit. J. Radiol.* 6: 404, 1933.
34. LICHT, ERIK DE FINE: Screening as Compared with Roentgenography in Lung Examination. *Acta radiol.* 17: 105, 1936.
35. MARTON, L.: A New Electron Microscope. *Phys. Rev.* 58: 57, 1940.
36. MACLEOD, J. J. R.: Macleod's Physiology in Modern Medicine, 9th ed., Ch. XXIII, Physiology of the Retina, p. 262, C. V. Mosby Co., St. Louis, 1941.
37. MILLER, ALBERT: Obituary of Russell D. Carman. *Am. J. Roentgenol.* 16: 53, 1926.
38. PENDERGRASS, EUGENE P.: A Combination Table for Bronchoscopic Removal of Opaque Foreign Bodies and for Reducing Fractures with Roentgenoscopic Guidance. *Am. J. Roentgenol.* 18: 73, 1927.
39. PHILLIPS, L. R.: Some Factors Producing Individual Differences in Dark Adaptation. *Proc. Roy. Soc. London, Series B*, 127: 405, 1939.
40. PONTIUS, P.: Conditions Prerequisite to "Body Section" Radioscopy. *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France* 25: 662, 1937.
41. PONTIUS, P., AND MALVOISIN, J.: Value of Plane Radioscopy of the Body. A Schematic Apparatus Showing the Possibilities of This Method of Examination. *Bull. et mém. Soc. de radiol. méd. de France* 25: 393, 1937.
42. PONTIUS, P., AND MALVOISIN, J.: Principles of a Method for "Body Section" Radioscopy. *J. de radiol. et d'électrol.* 21: 337, 1937.
43. RYAN, G. H., AND WHEELER, DIGBY: Combined Surgical and Fluoroscopic Method of Inserting the Smith-Petersen Nail. *Canad. M. A. J.* 43: 231, 1940.
44. SCHEELE, LEONARD A., AND COWIE, DEAN B.: Radiation Protection in Forty-five Hospitals. *J. A. M. A.* 117: 588, 1941.
45. SCHOENEMANN, H.: A Turn Table, A Valuable Adjunct in Fluoroscopy. *Röntgenpraxis* 9: 632, 1937.
46. STEVENSON, CLYDE A., AND LEDDY, EUGENE T.: Dangers of Reducing Fractures Under the Roentgenoscope and Methods of Protection Against Them. *Am. J. Roentgenol.* 37: 70, 1937.
47. STUMPF, PLEIKART: Spectral Studies of Commercial Screens. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 33: 731, 1925.
48. STUMPF, PLEIKART: Visual Acuity in Roentgen Diagnosis. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 34: 150 (Kongressheft), 1926.
49. STUMPF, PLEIKART: Rod Vision in Roentgenoscopy. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 35: 260, 1926.
50. SWINDELLS, FRANK E.: Some Physical Properties of Fluorescent Screens. *Radiology* 11: 424, 1928.
51. SZABADOS, M.: Fluoroscope Attachment for Cross-section Drawing and Localization, with an Adaptation for Radiography. *Radiology* 27: 689, 1936.
52. TAYLOR, LAURISTON S.: X-ray Protection. Handbook No. 15, U. S. Bureau of Standards.
53. TAYLOR, LAURISTON S.: X-ray Protection. *J. A. M. A.* 116: 136, 1941.
54. WEBER, G. W., MURPHY, K. M., AND HOLCOMB, F. W.: Intracutaneous Tuberculin Test and Use of the Fluoroscope in a County Survey. *Am. Rev. Tuberc.* 32: 331, 1935.
55. WEYL, CHARLES, WARREN, S. REID, JR., AND O'NEILL, D. B.: Notes on the Choice of Roentgenological Diagnostic Methods. *Am. Rev. Tuberc.* 37: 1, 1938.
56. WITTE, E.: Methods of Decreasing the Dose in Diagnostic Procedures. *Fortschr. a. d. Geb. d. Röntgenstrahlen* 47: 312, 1933.