

電子的方法による透視画像の輝度増強

Fluoroscopic image brightening by electronic means

Coltman JW*. Radiology. 51:359-367, 1948

W. Edward Chamberlain 博士による RSNA の Carman Lecture の年次講演から 6 年が経過した。この講演 [1] の中で博士は、今日の X 線の限界について詳述し、最新の電子技術の応用による透視画像の増幅、輝度上昇によって、この厳しい制約が早期に解除ないし大幅に軽減されることを希望すると述べた。最近になって Westinghouse Electric Corporation の研究部門によってこのような画像増幅が実現し、まもなく臨床 X 線透視において放射線科医の手の届くものとなるであろう。

画像輝度を大幅に増大させるために画像増幅 (image amplification) が必要である理由は 2 つある。まず第 1 に X 線強度はすでに患者にとっての最大許容量に達しており、放射線障害を来たさずにこれ以上増加できないことである。そして第 2 に、仮に X 線のエネルギーを全て光に変換できたとしても、十分明るい画像を作るだけのエネルギー量に足りないことがある。

画像増幅は、X 線パターンを電子線に変換し、この電子を高速に加速することによって実現される。これは外部からエネルギー源を導入し、電子が蛍光物質に衝突するときに明るい画像を生成するものである。本論文は、透視像の増幅の技術的側面を扱い、上述のメカニズムについて詳述することとする。

X 線透視は、その画像が暗いという問題がなければ、多くの分野で X 線撮影にとってかわりうる。1 回の透視検査は、シネ撮影による数百枚のフィルムにも匹敵し、全ての動態相をいろいろな方向から観察しうるからである。しかし残念なことに透視画像は著しく暗く、現状の輝度では人間の目は蛍光板上に映っているもののほんの一部しか認識することができない。Chamberlain 博士はこの問題を徹底的に論じたが、ここでは眼の著しく広範囲の輝度への適応力と、低輝度における解像度の著しい低下の背景にある網膜生理学の問題の幾つかについて述べるにとどめる。

X 線写真が観察される通常の環境は、30 ミリランバート程度である。このレベルでは、目は間隔わずか 1/1,000 インチの 2 つの物体を識別することができる。物体の輝度が低下すると、目の解像度も低下する。輝度が 1/1,000 になると、円錐視力がもはや作動しなくなり、色覚が失われ、中心窓は網膜の最も鋭敏な部分ではなくなる。桿体視力のみとなって、2 つの物体を識別できる距離は 1/64 インチ程度となる。X 線透視

の環境である 0.001 ミリランバート (前述の X 線写真的輝度の 1/30,000) では、この距離は約 1/32 インチとなる。

厚い腹部のような最悪条件では、輝度は 0.00005 ミリランバートにまで低下し、識別距離は 1/4 インチとなる。このような低値とはいえ、現実の X 線透視ではありえない理想的な状況での話しなので、実際の状況はさらに困難である。

隣接する領域の識別能は、概ね物体の輝度の差、すなわちコントラストの関数であるが、透視のコントラストはかなり低い。読書環境の輝度では 1 ~ 2 % の輝度の差を識別できるが、透視環境の輝度では 20 ~ 40 % の差が必要となる。このような透視における一般的な低コントラストは、さらなる視力の低下につながることになる。前述の物体識別に必要な数値は、コントラストが 100 %、すなわち黒と白の輪郭で境界されている場合である。当然のことながら、コントラストが 100 % をかなり下回る環境では識別はさらに不十分なものとなる。

このように乏しい視力といえども、これは長い (少なくとも 20 分以上の) 暗順応によって得られるもので、暗順応時間が短すぎると、小さな物体の識別力はさらに大きく低下する。

現在では、通常の透視装置よりもはるかに大出力の X 線装置もあるが、このような線量は患者に有害であり、その耐容線量が透視画像の輝度の制約条件となる。従って、視覚の欠点を補い、X 線強度を増強することなく輝度を増大する方法が必要である。このような難しい状況をなんとか改善したいと考える透視医は、現状の 2 倍の輝度でも歓迎するであろうが、透視画像に含まれているすべての情報を完全に利用するには、全く異なるオーダーの輝度増幅が必要である。X 線撮影に匹敵する画像を透視で得るためにには、100 ~ 1,000 倍の増幅が必要である。患者を通過した後の X 線に注目し、それが担う情報を明るい画像に変換する方法を研究すべきであることは明らかである。

現在の蛍光板の性能は相当なもので、吸収される X 線エネルギーの 30 % を可視光に変換できる。しかし残念ながら吸収されるのは入射する X 線の約 15 % にとどまり、残りは無駄に通過してしまう。これに加えて蛍光板内での光の損失があるので、全体の効率は約 3 % にとどまる。

* Westinghouse Research Laboratories, East Pittsburgh, Penn.

将来的にはもっと効率的な蛍光物質が利用できるようになります。しかし理論的には、完璧な蛍光板でも現在の30倍程度の輝度であり、これに迫る物質が近いうちに登場することは考えにくい。100～1,000倍の利得を得るための唯一の道は、患者を通過した後のX線に対して、外部エネルギー源を利用した增幅器のような装置を適用することである。

これを実現するための方法を詳述する前に、透視画像が実際に、画像增幅の手間をかけるに値するだけの情報を担っていることを確認することは有用であろう。これは決して自明なことではない。蛍光板はX線撮影における増感紙として利用され、裸眼では見えない詳細な情報を提供していることは事実であるが、これをもって公平な結論とすることはできない。露光時間が異なるからである。通常の動きを蛍光板で観察する場合、一般的に満足な動画としてみるには、毎秒20枚程度の新しい画像を提示しなくてはならない。この場合のX線の総露光時間は、 $0.05s \times \text{約 } 5\text{mA}$ (一般的な透視の管電流) = 約 0.25mA となる。一方、通常の腹部X線撮影では約 80 mA である。この両者に同程度の画質を期待することは楽観的に過ぎないかという問いは、適切な疑問である。このような状況下で、そもそものX線パターンが不完全であると考えることには相応の物理学的根拠がある。X線管から放出されるX線は連続的なものではない。良く知られている通り、X線は量子、すなわちエネルギーの小単位からなり、個々の粒子のようにふるまう。理想的なX線フィルムがあったとして、これを非常に短時間X線で露光すると、現像した画像には多数の小さな点が写っており、個々の点はX線量子が衝突した部分に相当する。この点は、被写体が薄く量子が多く通過する所ほど多いが、基本的にはフィルム上にランダムに分布している。この写真は、X線の量子的性質に起因する不完全性を持つと考えることができる。フィルムを拡大したり、輝度を増幅しても、ここに欠けている情報を埋め合わせることはできない。

実際にはこのような現象は決して観察されない。それは、X線フィルムには一定以下の露光では黒化しない閾値が存在し、この閾値に達するより前に大量の量子が到達するので、(フィルム粒状性など)他の要因が量子の「光点」をマスクしてしまうからである。同時に、透視画像は非常に暗いので、実際の蛍光板上に存在する個々の

光点を目で認識することはできない。しかしこのような画像の輝度を非常に大きく増幅すると、目はもはや制約条件とはならず、量子のシンチレーションが画質の上限を決めるようになるが、この上限が所期の目的よりも低くないかを知る必要がある。

この問題を最初に指摘したのは Westinghouse 社研

究部門の R. C. Mason 博士で、その効果の大きさについて計算している。この計算によると、高拡大になるとシンチレーションが認識されるようになるが、観察者の目や脳にどの程度の効果を及ぼすかは推定困難であった。そこでシンチレーションが目の視力と輝度識別能に与える影響を直接調べる実験が行なわれた。テレビの場合と同じように、ランダムなシンチレーションの点から成るテストパターンを陰極管の表面に投射した。このパターンは、非常に弱い透視画像の輝度を10,000倍に増幅したものに相当する。数名の被検者で実験したところ、シンチレーションはある程度影響するが、画像増幅効果の減少はわずかであった。しかし、これは画像増幅の基本的な制約条件であり、X線量子を完全に利用できないシステムにおいては、増幅によって補正できない画像の劣化を引き起こすことを銘記しておく必要がある。

蛍光板からの電子を加速して画像を作る方法を初めて記載したのは Holst らで [2]、彼らはこの原理を使った image transformer(画像変換装置)を製作した。近年この他にも多くの研究者がこの問題に取り組んでおり [3]、今回の戦争では、アメリカ、ドイツいずれにおいても赤外線の画像増幅装置が積極的に開発された。

いくつかのシステムのうち、最も有用と思われるものを図1に、最初に作ったプロトタイプを図2に示す。X線は、管球の一端にの窓に装着された蛍光板 (phosphorescent screen)(1) に入射する。この窓の内面には透明な光電面 (photoelectric surface)(2) が貼られており、片面から光が入射すると反対側の面から電子が放出される。この電子は、高度に排気された管球内の高電圧によって加速され、長軸方向の定磁場によって焦点を結ぶ。電子は管球の他端にある蛍光面 (phosphor)(3) に衝突し、元のパターンと同じ画像を生成する。蛍光板、光電面、蛍光面の効率が十分高く、十分な加速エネルギーが供給されれば、輝度の増幅が起こる。

この原理は単純であるが、その性能は物質の特性に大きく依存する。まず、できる限り多くのX線量子を利用する必要がある。これが少ないと細部が失われ、これはその後の増幅では回復できない。従って、1個のX線量子の吸収により、光電面から多くの電子が放出されるようにする必要がある。X線量子のエネルギーの30%が蛍光物質によって光に変換される。この光もX線と同じく光子と呼ばれる量子であるが、量子1個当たりに含まれるエネルギーはずっと小さい。詳しく言えば、量子のエネルギーがは波長の大きさに反比例する。透視領域でのX線の波長は約0.2オングストローム、蛍光板から発生する光の波長は約5,000オングストロームであることから、X線量子は光子の25,000倍のエネルギーを持つことになる。蛍光板の効率が30%とすると、1個のX線量子によって7,500個の光

子が発生する。しかし蛍光板から放出される前にその一部が失われるので、この光子のすべてを利用できるわけではない。さらに、この光子のうち光電面から電子を発生するのは、その一部でしかない。この装置に使用されている最も効率が良いとされる光電面は、セシウムとアンチモンの化合物である。これは適切に使用すれば、約 1/10 の量子効率を持つ。すなわち、入射光子 10 個につき 1 個の電子を発生する。この損失を考慮すると、吸収される X 線量子 1 個につき平均約 450 個の光子が得られることになる。放出される電子の数は X 線量子ごとに多少変動するが、この変動はそれほど大きなものではなく、統計学的に言えば、十分満足な範囲で、吸収された X 線量子をほぼ確実に利用することができます。

このように放出される電子は、鋭敏な画像を得るために、管球の他端にある蛍光面に衝突する時点で焦点を結ぶ必要がある。プロトタイプでは、管球をとり囲むコイルによる均一な磁場でこれを実現した。管球の両端の電位差によって得られる均一な加速電場と磁場の影響で、光電面から放出された電子は管球の長軸に平行な線の周囲をらせん状の軌跡を描く。このらせんの直径はさまざまであるが、軸の始点および軸上のどこかで軸と交叉する。磁場、電場の強さを調節することにより、この 2 回目の交点を蛍光面の位置に一致させることができる。これによって、光電面から出る電子はすべて蛍光面の一点に収束し、鮮鋭な画像を生成する。

このシステムでは、蛍光面から放出される光が光電面に逆行することを防ぐ必要がある。そうしないと、蛍

光面の出力光が光電面に逆行して電子を発生し、これがまた光を発生するという不安定な状態となり、最終的に暴走することになる。この「フィードバック」は、蛍光面を非常に薄いアルミニウム箔で裏打ちすることにより効果的に阻止できる。アルミニウムは電子がエネルギーの損失なく通過できる程度に薄く、なおかつ光が不透過である必要がある。同時にこのアルミニウムは 2 つの役割を果たす。通常は蛍光面の裏面から失われる光を観察者に送り返すことにより輝度を上昇させること、ならびに蛍光面を所望の電位に保つことである。

プロトタイプに使用した蛍光板は、小さな X 線撮影装置に使われる増感紙と同様な硫化亜鉛蛍光物質である。この蛍光板は非常に内部効率に優れ、セシウム・アンチモン光電面の感度が最も高い紫外線に近い濃青色の蛍光を発生する。出力側の蛍光面は、通常の透視装置と同じような硫化亜鉛カドミウムであるが、通常よりも結晶がずっと細かい。この蛍光色は、目が最も敏感な波長に非常に近い。

管球に使用した物質の化学的性質に起因する、非常に大きな技術的困難があった。硫化亜鉛蛍光物質は不純物の影響を非常に受けやすいが、光電面に使われるセシウムの蒸気は非常に活性が高いため硫化亜鉛を容易に変性させる。この問題を多少なりとも軽減するために、プロトタイプの蛍光面は管球外に設けた。蛍光面と光電面を比較的厚いガラスが隔てることによって解像度が低下して実用性は失われるが、とりあえず輝度の利得の計測には問題がなかった。

入射部分の蛍光板の色が、出力側の蛍光面の色と異

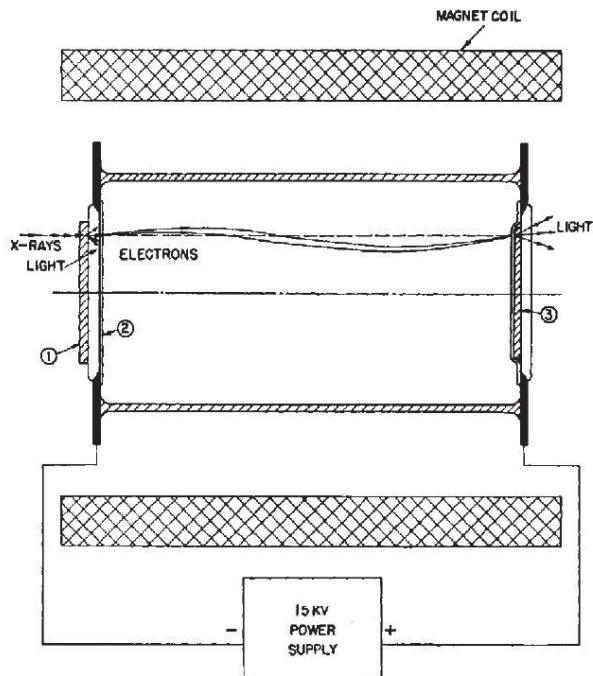


図 1. プロトタイプの動作図。X 線が蛍光面 (1) に衝突して光子を生成し、これによって光電面 (2) から電子が放出される。電子は 15kV の電圧により加速され、コイルの磁場によって集束されて出力蛍光面 (3) に焦点を結ぶ。この画像は通常の蛍光板にくらべて 20 倍明るい。

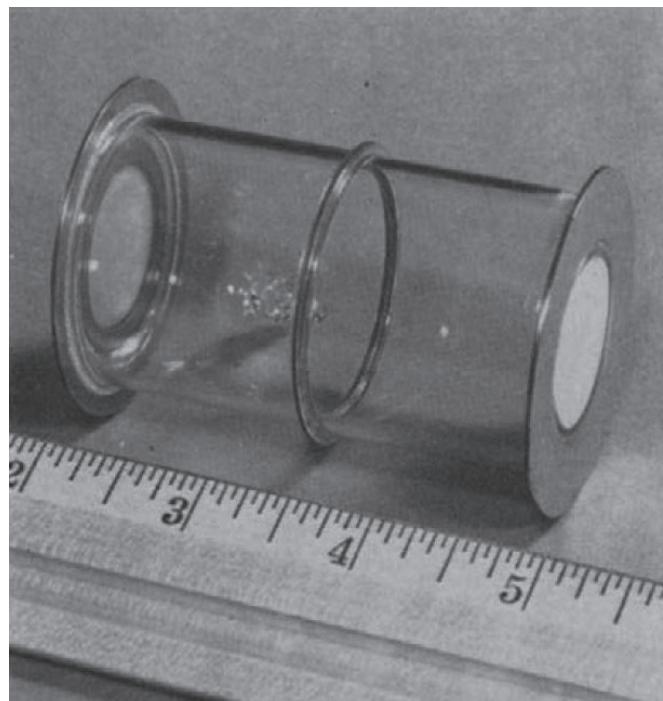


図 2. プロトタイプ 1 号機。

なるため、管球自体の輝度利得の意義には疑問がある。この装置の画像輝度を、Patterson B型透視装置で得られる画像と同じX線条件下で比較する方が有意義である。これによって、管球自体の特性は測れないが、実際的な結果を直接測ることができる。この方法によると、図2に示したプロトタイプは、加速電圧13kVのとき5倍の輝度利得を示した。この管球の光電面は、それ以前の実験で使ったものほど感度が高くなかった。これら初期の実験から、より高電圧の適切な設計の管球を使えば、Patterson B型にくらべて20倍の輝度が得られるものと計算された。これは大きな前進ではあるが、所期の目標にはほど遠いものであった。しかし、これを同様な方法で2段階にすれば、合計400倍の利得が得られることになる。

現在製作中の装置は、新しい方法を採用してさらに25倍の利得が得られるとともに、その他多くの利点を備えている。電子光学系の画像のサイズを小さくすれば、面積に反比例して輝度は上昇する。これは、すべての電子が画像形成にあずかっていることに起因する。面積を小さくし、エネルギーの総量が同じであれば、単位面積あたりのエネルギーは増大し、輝度もこれに比例して増大するからである。この縮小した画像を通常の光学的拡大鏡で観察すると、素晴らしいことに電子光学系で增幅された輝度を維持したまま元の大きさで観察できる。もちろん光学的拡大は輝度が犠牲になるので制約はある。光学的に言えば、輝度を落とさないためにには拡大システムの出力絞りは目の瞳孔よりも大きい必要がある。従ってこの装置の場合、電子画像をX線画像の1/5以下に縮小することは得策ではない。

この結果、25倍の輝度利得が得られた。これを電子加速系による20倍の利得と合わせれば、500倍の輝度增幅が可能となる。

現在、Westinghouse社の研究部門で、このような画像增幅装置を製作中である。図3にこの装置の断面像を、図4に基本構造を示す。

管球の外装は、直径7.5インチ、長さ15インチの

ガラスシリンダーである。磁場焦点法にかえて静電焦点法を採用している。隣接する金属シリンダーのそれぞれが静電レンズとして動作する。シリンダー間の電界が電子に対して光学レンズのように作用する。基本的には、1つの長い主レンズと、一連の弱い補正レンズから構成されている。蛍光板と光電面は彎曲した直径5インチの円板の内面に塗布されている。電子レンズは出力蛍光面に、1インチに縮小した倒立像を結ぶ。これを光学拡大鏡によって再倒立してもとの大きさにして観察する。レンズシリンダーには、電圧20kVの電源装置からそれぞれ適当な電圧とほとんど無視しうる程度の電流が供給される。そのうちの1つの電圧は、焦点を調節するために可変となっている。

直径5インチの視野径は、さまざまな要因の妥協の産物である。蛍光板の直径を大きくすると、管球の長さが大きくなりかさばる。また電子光学系の解像度を維持することが難しくなり、正立レンズの集光力も大きなものが必要になる。実際に、現在の透視に使用されている12×16インチの蛍光板も、その全域が利用されることは稀である。重要な検査では、散乱線を除去してコントラストを増強するためにX線束を対象となる部分に絞って撮影されるのが常である。さらに、目で1回に観察できる範囲は比較的狭い領域に限られる。このような理由から、蛍光板の大きさは、十分な範囲をカバーするだけの直径があり、なおかつ撮影部位上で管球を自由に動かせる程度に軽量、フレキシブルなものを選択することが最適と考えられた。静電焦点法を採用すると、軽量なシステムを比較的容易に作ることができる。外装、光学系、鉛遮蔽を含む管球全体は、既存の装置の蛍光板システムを置換できる程度に軽量である。電源は比較的単純で、管球の電流は数分の一mA程度であり、テレビ受像機に使われるような小さな電源で十分である。調節装置は光学焦点、電子焦点の2つのみで、それも時折再調整が必要なだけである。

画像增幅装置の登場により、透視検査に多くの変化、改良が期待できる。すべての検査を、可能な最大蛍光

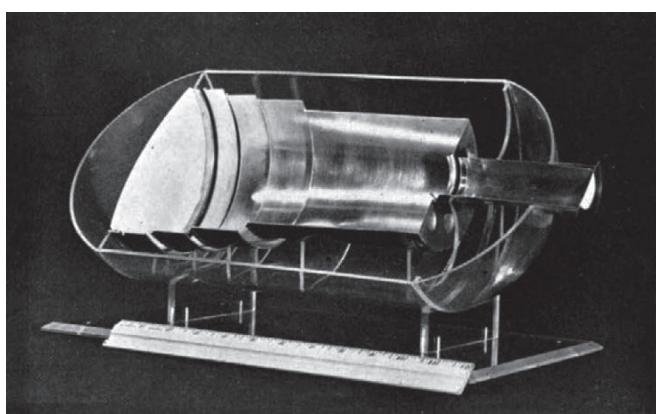


図3. 大きな画像增幅管の断面模型。

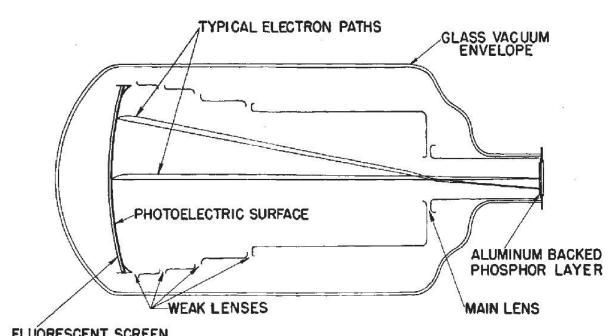


図4. 大きな画像增幅管の構造。構造は図1のプロトタイプに似ているが、一連の静電シリンダーレンズによって倒立、縮小した画像が得られる点が異なっている。縮小によってさらに25倍の輝度增幅が得られ、総利得は500倍となる。(ここには描かれていない)光学的拡大鏡によって、輝度を損なうことなく元の直径5インチの画像サイズで観察できる。

輝度を前提として行なう事ができる。これまでこのために解像度を犠牲にする必要があった。

ひとつ重要な点は、グリッドの使用である。グリッドは、X線撮影ではコントラスト増強に有用性が示されているが、透視では輝度が低下するためにほとんど利用できなかった。500倍の輝度利得を手にしたことにより、輝度の低下はもはや問題となならない。

画像增幅装置は、立体透視の分野にも道を開くことになろう。X線立体撮影は広く利用され、特に放射線診断の分野で重要であるが、多くの試みにもかかわらず立体透視は成功に至っていない。このような装置の物理学的原理は明らかであり、比較的輝度の大きい金属物体を使った実験の結果は良好であった[4]。しかし低コントラストの被写体を通常の透視装置の輝度で観察すると、立体効果は非常に期待外れなものでしかない。理由は単純で、立体視は細部の知覚に大きく依存しており、桿体視力が作動しないためである。500倍の輝度が得られれば多くの場合、錐体視力の領域で観察することができ、立体透視は放射線科医の標準的な技術としてその位置を獲得するであろう。

確実に期待できる大きな変化として、検査時間の大幅な短縮が予想される。輝度の増加により、より短時間で必要な情報を得ることができる。多くの症例において、特定の診断学的所見が存在しないことを確認するために費やされてきた時間が、所見をただちに認識できるようになることで短縮されるであろう。この検査時間短縮は、単に時間の節約というだけでなく、一次線、散乱線の被曝の減少という点で、患者にも術者にも非常に有益であろう。皮膚線量を低減するために、ある程度輝度を犠牲にすることが望ましい場合もあるかも知れない。現状のX線電圧とフィルターにはなお多少

の手直しが必要かもしれないが、基本的には現状におけるX線撮影の最適条件に近いものである。

暗順応の必要性はかなり減少するであろう。ある程度の暗順応はなお望ましいが、多くの場合錐体視力を利用でき、中心窓の錐体は3~5分で完全に暗順応するので、時間を大幅に短縮できる。

ここに記載した装置は、放射線医学における革命の始まりに過ぎない。輝度利得が今後さらに2倍、数倍にならないという理由は見当らない。現状の500倍は、現在のテレビ受像管に十分匹敵する。この事は、全く新しい可能性を秘めている。すなわち、放射線科医は患者から離れた所、あるいは別室にいても良く、画像を送信、複製して、異なる場所で複数の人間が同時に観察することができるようになる。透視装置の未来がどのようなものであれ、放射線科医は新たな電子技術の応用で大きく進歩した臨床透視検査法を手にできることは確実である。

【参考文献】

REFERENCES

1. CHAMBERLAIN, W. EDWARD: Fluoroscopes and Fluoroscopy. *Radiology* **38**: 383-425, April 1942. See also *Medical Physics*, edited by OTTO GLASSER, Chicago, Year Book Publishers, 1944, p. 1292ff.
2. HOLST, G., DEBOER, J. H., TEVES, M. C., AND VEENEMANS, C. F.: Transformation of Light of Long Wavelength into Light of Short Wavelength. *Physica* **1**: 297-305, February 1934.
3. ZWORYKIN, V. K., AND MORTON, G. A.: Applied Electron Optics. *J. Optic. Soc. America* **26**: 181-189, April 1936.
4. DUMOND, JESSE W. M.: Technic of Stereo-fluoroscopy. *Radiology* **19**: 368-387, December 1932.