

肺断層撮影

Lung tomography

Grossmann G. Brit J Radiol 8:733-51,1935

通常のX線写真では、人体のなかでフィルムに近い部分は、遠い部分よりもコントラストが強く鮮明に表示される。すなわち、他の条件が同じであれば、フィルムと焦点の距離が大きいほど、被写体とフィルムが近いほどこの傾向が顕著になる。このことから、X線管球を人体に限りなく接近させれば、体表の限られた領域だけを撮影すること可能である。例えば胸骨の後前像を撮影することができる。しかしこの「近接法」は、患者の表面線量が大きくなる(25-30r)不利益がある。また例えば肺のような内部臓器の選択的撮影は、幾何学的に不可能である。

肺は比較的厚い臓器であるため、肺のX線撮影は難しく、近距離にあるものも遠距離にあるものも同じように写し出される。以前のような焦点フィルム距離70cmあるいは1mで撮影したX線写真は、近い側の肺は良好であるが、遠い側は不鮮明になる。このため肺の撮影では、遠隔撮影法が一般的な方法となっている。焦点フィルム距離2mとすれば、肺の遠距離側の近距離側に対する拡大率はわずか7%である。両者のコントラストは等しいが、鮮鋭度は大きく異なる。その比は1:2.5で、これ以上焦点フィルム距離を大きくしてもあまり改善しない。さらに、焦点の大きさを変えても影響しない。回転陽極X線管の導入に伴い、絶対的な鮮鋭度が向上して肺X線写真は改善されている。

肺X線撮影の困難は、非常に透過性の高いものが透過性の低いものに囲まれた構造であることに由来する。肺X線写真の2/3は肋骨陰影に被われている。骨格部分についていえば、筋肉と脂肪層が肺を取り囲んでおり、このため肺自体を撮影するための至適条件よりも多くのX線が必要となる。

肺X線撮影では、多くの陰影(血管)と明るい領域(肺胞)が重畳している。それぞれはさほど顕著でなくとも、その2つ以上が重畳するとコントラストが発生する。例えば、異なる深さにある3本以上の血管偶然交差していると、交点にはコントラストの強い陰影を生じる。このようにできる陰影の形状と大きさは偶発的であり、陰影の性状や大きさを判断することできない。一般に病変は、病変間、病変と周囲の間に大きなコントラストを生ずる。このような放射線医学的に好都合な状況でも、陰影の重畳による誤りを生じうる。例えば均一な感染巣による濃厚陰影が、空洞の透亮域に重なっている場合は、これを発見できないことがある。

陰影の重畳が無い断面を作りだす問題は、A. E. M.

Bocage (1921), E. Portes & M. Chausse (1921), E. Pohl (1927), B. G. Ziedses des Plantes, L. Bartelinkらにより解決された。これらの発明は独立して行われたようにみえるが、部分的には同じ原理によって基づいている。すなわち、X線照射中に管球の焦点を移動し、これにあわせて特定の部位の陰影が常にフィルムの同じ位置にくるようにフィルムを移動する方法である。管球焦点を移動する方法には異なる可能性があるため、多くのバリエーションが考えられる。しかし、理論的な幾何学的検討の結果、前記いずれの研究者も複雑な焦点軌道を選択している。これは複雑な機構を必要とし、実用上多くの不利があり、曝射時間も必要以上に長くなる。Ziedses des Plantes, Bartelinkは、長年にわたってこの方法を採用しているが、実用には至っていない。Vallebona (1930)は、Stratigraphyと賞する2つの単純な方法を採用しているが、断層面の正確な像を描出するという主たる条件を満たしておらず、非常に狭い範囲以外は明瞭な画像が得られない。

ここに述べる新しい断層法も、既に述べた原理に基づくものである。説明を簡単にするため、焦点F(図1)とフィルムPが、それぞれ平面I、IIIの中で、撮影断層面IIと平行に直線的に移動するとする。図1(a), 1(b), 1(c)は、それぞれ焦点とフィルムの開始位置、中間位置、最終位置である。断層面の中央点Mを通過するX線FMは、フィルム上でM'に落ちる。ここで光線FMM'を、望遠鏡のように延長できる棒に置き換えることを考える。この棒は固定点Mの周りに回転することができ、フィルムPに接続されている。さらにフィルムは、焦点の直線運動に平行な方向にのみ移動できる。焦点がaからbを経てcに動くとき、棒FMM'は固定点Mの周りを回転し、フィルムを左側に動かす。この焦点とフィルムの相対運動によって、各点の陰影は平面IIに結ぶことは容易に証明できる。例えばB, Gは動くフィルム上で同じB', G'に結ぶ。このように平面II上のすべての点を描出できる(→図1のP)。焦点とフィルムがあたかも静止しているかのように描出される。平面IIに正しい像と幾何学的な関係が描出される、焦点とフィルムが固定されていれば同じ画像が得られる。

平面IIの上あるいは下にある点については、状況が異なる。点A, Cの投影像A', C'は、B'に対して移動する。初期の位置(a)で、陰影A'はB'の右側にあるが、位置(b)では左側にある。陰影C'は逆にB'の左から右に動く。さらに焦点が移動すると、A', C'はさらにB'から

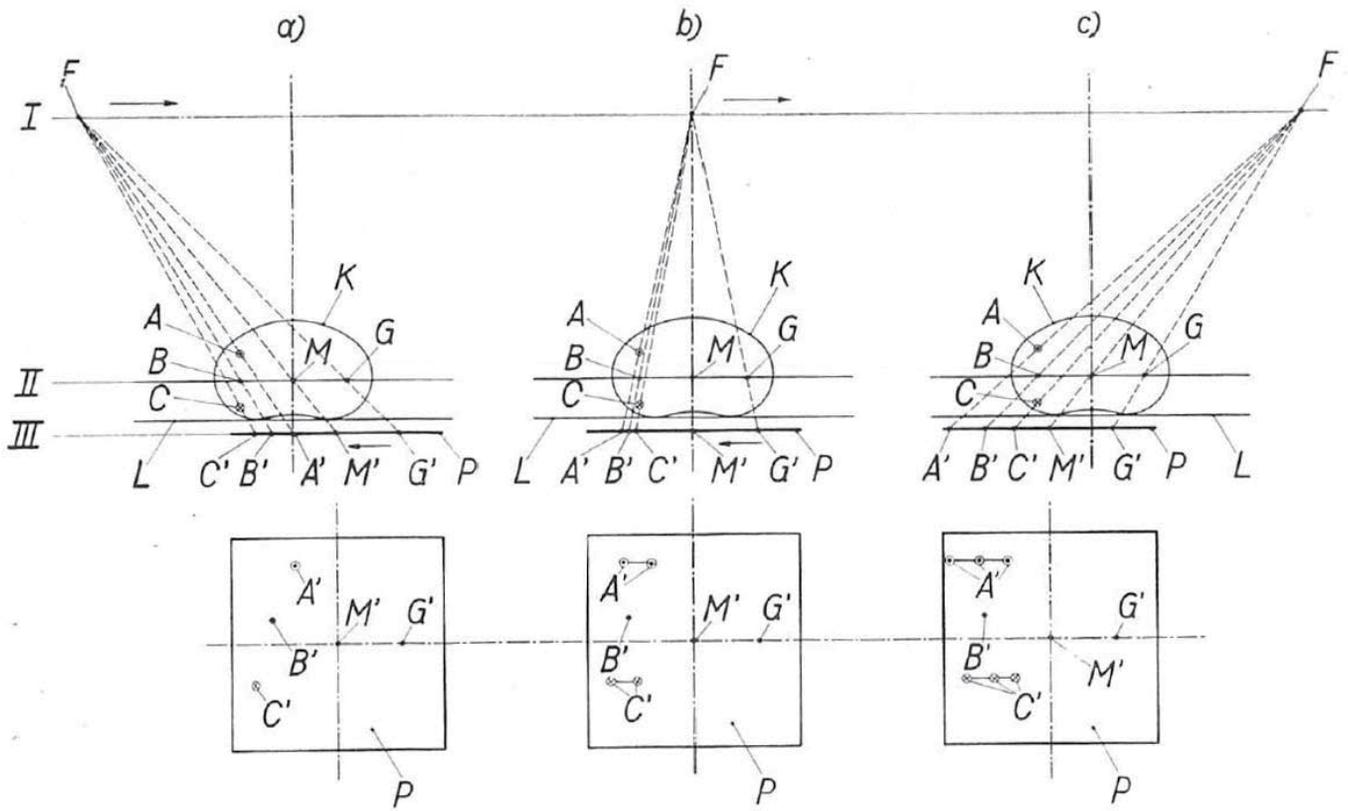


図1. 焦点FとフィルムPを直線状に動かす場合

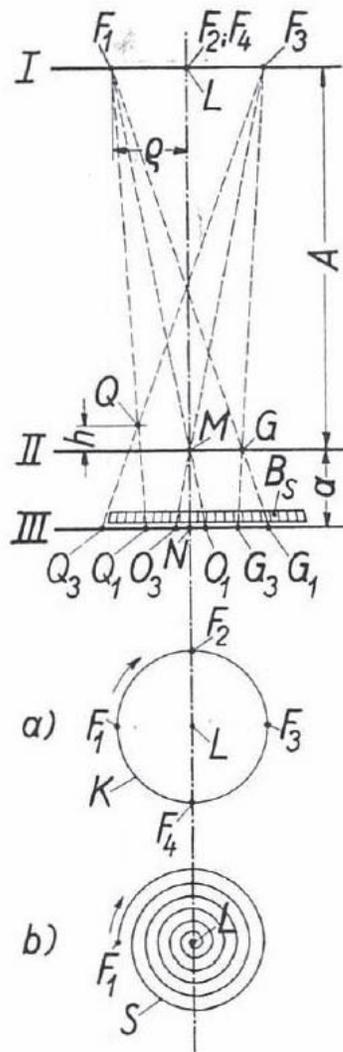


図2. 焦点を、面I内で円形(K)(図2a)あるいは6回転のアルキメデスらせん(S)(図2b)に動かす場合。フィルムは平面III内で、同じ形に、位相が180度ずれて動く。

離れてゆく。A, C の陰影は、移動するフィルムに対して直線運動する。図 1a の P で、A', C' はまだ A', C' として描出される。(b), (c) では、F と P が (a) から (b) へ、(b) から (c) へ動く間に、A, C それぞれの積分陰影が作られる。A と C の陰影は、直線として描かれてボケる。ボケは平面 II からの距離が遠いほど大きい。

平面 II に接近している体部のボケはわずかであるため、なお明瞭に描出される。すなわち数学的な面ではなく、描出されるのは層である。平面 II からの距離に応じて陰影が急速にボケるほど層は薄くなる。例えば、焦点の中央の位置からの動きが大きい場合である。焦点とフィルムをそれぞれ平面 I, III の中で円形に動かすと (図 2a), それぞれの障害点 (disturbing point) [訳注: 断層面外にあって除去されるべき点] Q は移動するフィルム上で円を描く。焦点とフィルムをらせん状に動かすと (図 2b), すべての摂動点のぼけた陰影もらせん状になる。焦点の起動が 6 回転のアルキメデスらせんの場合、中心点 L まで軌道の最大移動距離 ρ を円形軌道の半径に等しくすれば、らせん軌道は円形軌道の 3 倍長となる。

このような事実から、これまでの研究者は焦点の軌道をできるだけ長くすることが最も重要と考えていた。これは点あるいは非常に小さな被写体については正しい。しかし、実際には一定範囲、時には非常に大きな範囲の画像をボカす必要がある。大きな陰影を効果的にボカすことと、点をボカす事は別物である。

障害物として、一連の均一な円板を用意した。これは撮影すべき層と同程度に X 線を減弱するもので、これを被写体から等距離 (4.75cm) に平行に置いた。静止したフィルム上に静止した焦点が作る「静止陰影」R の直径 D は、1mm, 12mm, 24mm, 48mm である。図 3 は、焦点が図 2a, 2b のような円形 (K) あるいはアルキメデスらせん形 (S) に定速度で移動する場合、また面内で撮影面と垂直方向に弧状 (P) に移動する場合に、静止陰影がどの程度ボケるかを示したものである。

これが断層撮影における焦点の運動である。ここで、円形運動の場合の移動距離 ρ は、被写体の焦点距離 A に対して可能な限り大きくしている ($\rho = 0.24$)。他の 2 つの条件 (S, P) では、 ρ / A (ρ は最大移動距離) はそれぞれ 0.2, 0.4 で、3 つの条件で静止陰影はほぼ同程度に拡大される。3 番目の条件の ρ / A は実際には大きくすることができることは銘記されるべきである。

静止陰影が均一であっても、ボケた陰影は不均一になる。まず、陰影濃度の不均一は無視して、ボケ効果の指標として静止陰影に対するボケ陰影の大きさを考える。この比を「幾何学的ボケ」と言う。

図 3 に示すように、幾何学的ボケは、障害物陰影が大きいほど小さくなる。前述の条件下では、以下のよ

うな値となる。

| D (mm) | 1 | 4 | 12 | 24 | 48 | 60 |
|------------|-----|----|----|-----|-----|-----|
| 軌道の形状 | | | | | | |
| 円形 (K) | 102 | 24 | 9 | 4 | 2.3 | 2 |
| らせん形 (S) | 287 | 42 | 8 | 3.7 | 2.1 | 1.9 |
| 直交面内弧状 (P) | 62 | 16 | 6 | 3.6 | 2.3 | 2.1 |

従って、この条件下では、1:2 以上の範囲に陰影を拡散できれば満足とせざるをえない。同条件下で、小さな障害物陰影は、もとの面積の 50 倍、100 倍にもなる。このように小さな陰影は消去できるが、大きな陰影はほどほどに減弱することしかできない。

図 3 は、幾何学的ボケについてはさらに、らせん運動は円形運動に比較して 3 倍の小陰影を消去できることを示している。しかし、このような陰影は円形運動でも完全に消去しうるので、このことに実際的な意義はない。正弦波軌道、ジグザグ軌道についても同様である。複雑な焦点運動は余剰である。円形軌道に対する利点はなく、逆に装置が複雑化して実用性に乏しい。

円形運動も見た目ほど簡単なものではない。実際的な問題は、焦点軌道の選択だけでは解決できず、管球運動に依存するところが大きい。管球がそれ自体ならびに断層面と平行に動く場合、管球をその焦点軌道に沿って動かすことはできない (図 4a)。この場合、断層面の中心部の非常に小さな領域だけが恒常的に照射される。すべての領域を撮影するには、管球に 2 つの異なる運動を行わせる必要がある。すなわち焦点軌道に沿う運動と、中心線束が撮影断層面の中心に常に向かうような互いに直交する 2 本の軸の周りの振動運動である (図 4b)。

円形運動およびその類似の運動に共通する短所は、Potter-Bucky グリッドを使用するとそれによってフィルムが一時的、部分的にその影に入ることである。Potter-Bucky グリッドでは、円形軌道上の焦点からの X 線が自由に通過できる位置は 2 カ所しかない。すなわちグリッドの中央ブレードの面内にある時である。これ以外のすべての焦点位置では、フィルムが部分的に影になり、焦点がこの面から離れるほど影は大きくなる。この結果、曝射時間に大きな損失を生ずる。

焦点フィルム距離を、グリッドの設計に応じたものとするとき、フィルム上の各点について同じ時間損失が発生し、軌道の半径 ρ が焦点被写体距離 A の 20 あるいは 30% の時、これはそれぞれ 64.5%, 78% となる (実用上許容しうる最大 ρ / A は 0.2 と考えられ、既に曝射時間は許容できないほど長いことになる)。

グリッドによる時間損失は、グリッドを焦点と同じに動かすか、焦点が常にグリッドの中央ブレードの位置に来るような振子運動を行わせれば避けることができ

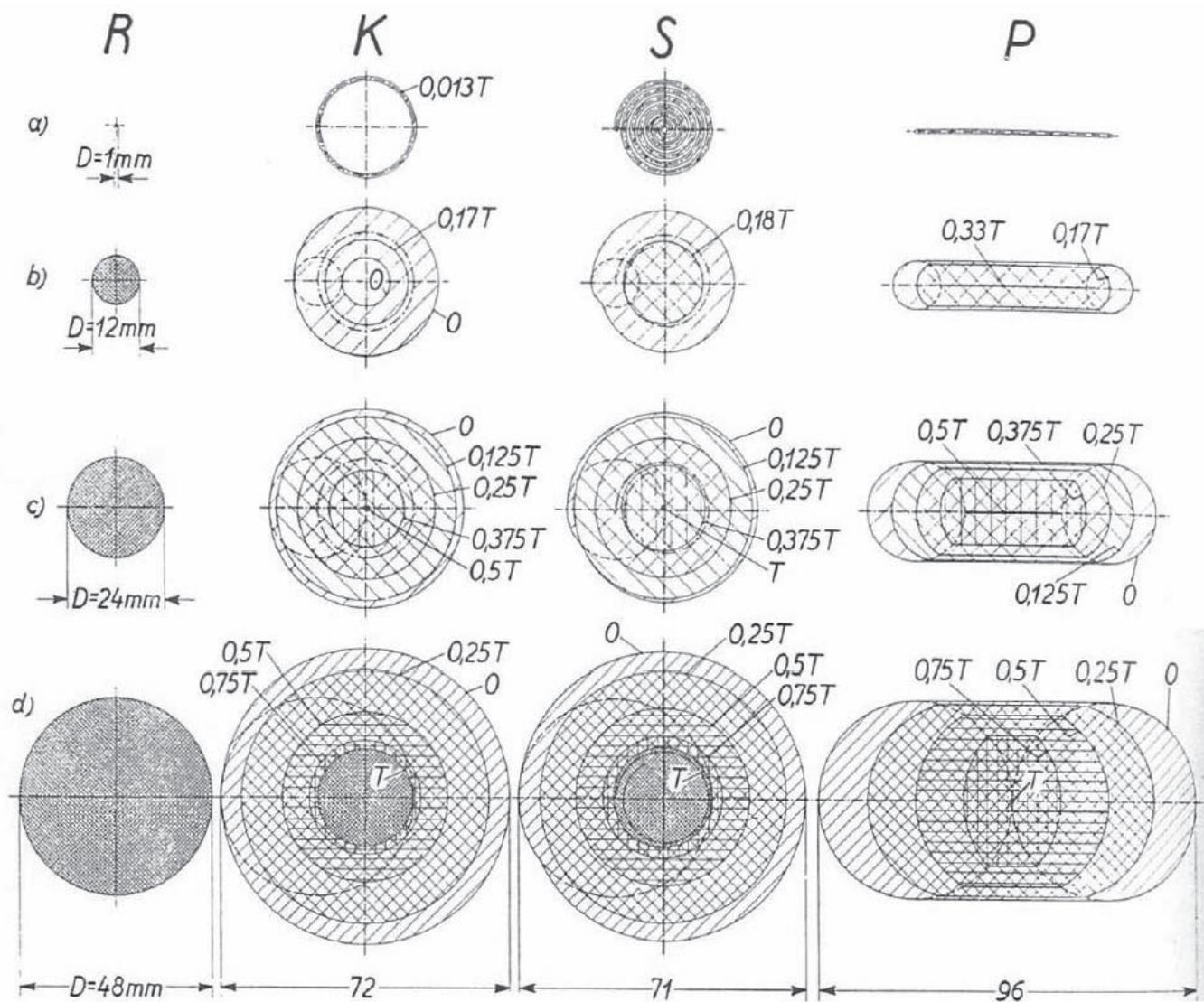


図3. 円形陰影 R のボケ。焦点を体軸に平行な面内で円形 (C), らせん形 (S) に動かす場合、あるいは体軸に直交する面内で弧状 (P) に動かす場合。網掛けは陰影の濃度を示す。移動時間*による幾何学的範囲を示す。移動時間は曝射時間 (T) に対する比率で示す。

* 訳注：shading time. 説明なく不詳だが、実際に管球を運動させる時間をさすものと思われる

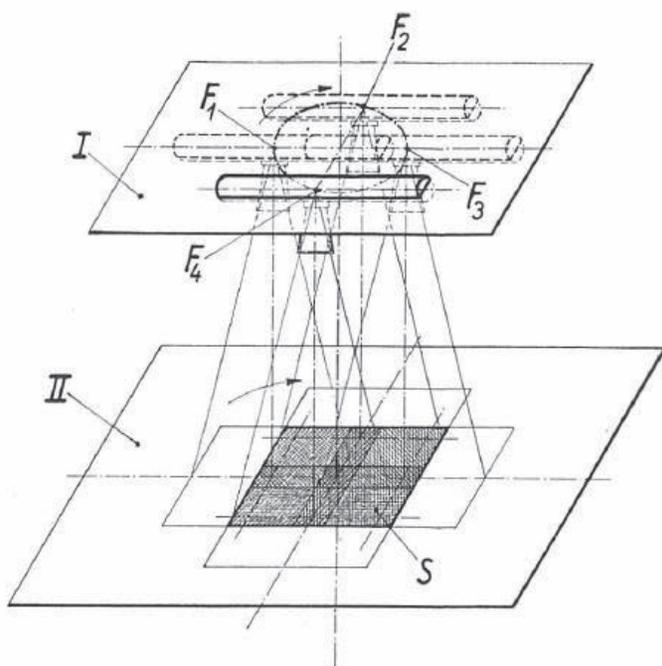


図4(a). 管球を円形運動させながら平行に移動する (F1F2F3F4). 断面 S の中央の小さな部分だけが常に照射される。

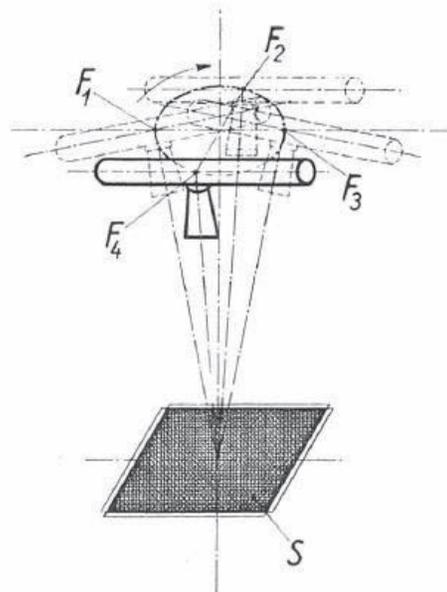


図4(b). 回転する管球をカルダンベアリングに取付け、中心線束が常に断面の中央に向くようにすると、常に S 全体を照射できる。

る。しかしこのような方法は、機械的な構築が困難なため実際的ではない。

管球焦点を撮影断層面と直交する面内で移動するとき、グリッド中央のブレード面が焦点が移動する面に一致していれば、Potter-Bucky グリッドに関する問題は避けることができる。こうすれば、焦点がどのように移動しようとも通常の X 線撮影と比較して時間損失はない。我々のトモグラフ (tomograph) は、これを採用している。

焦点移動の範囲に制約があるという事実のために、大きな陰影をボカすことは難しくなる。図 3 に示すように、中心陰影は静止陰影と同じ濃度となる。同じ条件下で、焦点移動距離が小さいほど、中心陰影のもととなる静止陰影は小さくなる。焦点、フィルムの運動が一方向の場合は、円形運動にくらべてより大きな移動距離を確保できることから、大きな陰影をより効率的にボカすことができる。

このような検討の末、著者は撮影断層面に直交する面内で焦点を動かす方法を選択した。管球運動は、運動学的に単純かつ信頼のおける方法である必要がある。図 1 に示す焦点の直線運動は実際的ではない。広範囲を描出できるのは、管球をその直線軌道に直交する軸のまわりに、中心線束が常に断層面の中心点に落ちるような状態で回転させる場合のみである。この方法のさらなる欠点は、伸縮自在の、あるいは弾性のある装置を必要とすることである。さもない管球とフィルムの正確な対応が保証されない。

図 5 に示す断層装置では、管球 R は軸 A のまわりに回転する振子 P1P2 のアーム P1 に取り付けられている。振子のもう 1 本のアーム P2 にはフレームがあり、その内部にカセット K、その上方に二次グリッド B がある。

X 線照射中、管球焦点は弧 F1F2F3 を移動し、カセットは反対方向に動く。軸 Z のまわりを回転するレバー L によって、フィルムおよびグリッド B は常に水平位置にあり、それ自体および撮影断層面と平行に保たれる。

この機械的に単純な装置は、管球の運動がフィルムに固定平行軸周囲を回転する剛性構造で伝達されること、このため管球とフィルムの正確な対応が保証されることである。管球の中心 X 線束は常に断層面の中心にあり、フィルムの大きさによらず完全に曝射される。二次グリッドは、管球がグリッドのブレード縁と平行に動くように配置されており、通常の X 線撮影にくらべて X 線照射時間の損失はない。従って、例えば 1 秒といった短時間曝射が可能である。別の断層面を撮影するために振子軸を一定の距離上下させると、フィルムホルダーも自動的に上下し、被写体フィルム距離は一

定に保たれる。図 6 に、実際にベルリンの Sanitas 病院で使われている装置を示す。

撮影前に、振子を初期位置に設定し、ロックで固定する。このロックは X 線装置のスイッチ盤のボタンを押すと解除され、振子はスプリング機構によって運動を開始する。短時間の後に電気接点がオンとなり、X 線装置が作動する。振子が終点に達する直前に、装置の一次回路が開放される。運動エネルギーは、吸収する。

H. Chaoul 氏のアイデアをいれて、振子は回転しながら一定距離、例えば 12mm 下降するように設計されている。これにより、ボケの程度を一定にしながら異なる厚さの層を撮影できる。

異なる断層面を撮影するには、断層面—フィルム間距離を変えるが、これにより拡大率も変わる。拡大率を一定にするために、焦点—断層面距離は可変である。X 線管球も、焦点移動面に直交する方向内で調整できる。カセットホルダーは、テーブルに接近してセットできる。この装置は、通常の短焦点距離撮影、長焦点距離撮影、斜方向撮影にも適している。

トモグラフのボケは一方向性である。従って障害陰影が方向性を持つ場合は、焦点をこれと直交する方向に動かす必要がある。肺の正面撮影では、肋骨陰影をボカしたり消去する必要があるが、この場合は焦点を体の長軸方向に移動する。トモグラフのボケ性能は、断層面が 7cm 以下であれば肋骨陰影は消失する程度に大きい。図 7 では、障害陰影なしに右肺動脈とその分枝、左肺動脈がみえている。肺の矢状断層、あるいは斜位断層では、管球焦点を水平断方向に移動する。これにより脊椎陰影、心陰影がボケ、肋骨の斜行部は消去される (図 8, 9)。多くの場合、脊椎は断層面に近接しているため消去できず、ボカすことができるのみであるが、ボケの程度は充分であることからその陰影が障害となることはない。肺血管は明瞭に描出され、その腹側方向、背側方向への分枝を追うことができる。肺門部の断層像では、気管支の断面が見える。

正常肺の断層像は興味深いのが、さらに示唆に富むのが病変例である。H. Chaoul 氏が示したように断層撮影は、X 線透視や通常の X 線撮影では発見できない欠損や空洞を、特に陰影やパラフィン充填物と重なっている場合にも検出できる (図 10, 11)。通常の X 線写真では決して描出できない空洞の性状、局在、形状、大きさ、気管支との関係を知ることができ、周囲の検討することができる。周囲の気管支に陰影がある場合は、気管支を同定して末梢まで追うこともできる (図 12)。さらに造影剤を使用せずに気管支拡張症を診断し、気管支の病的変化を知ることができる。

一般に肺の診断には断層写真 3 枚で充分であり、我々は多くの場合 24 × 30cm のフィルムを使用している。

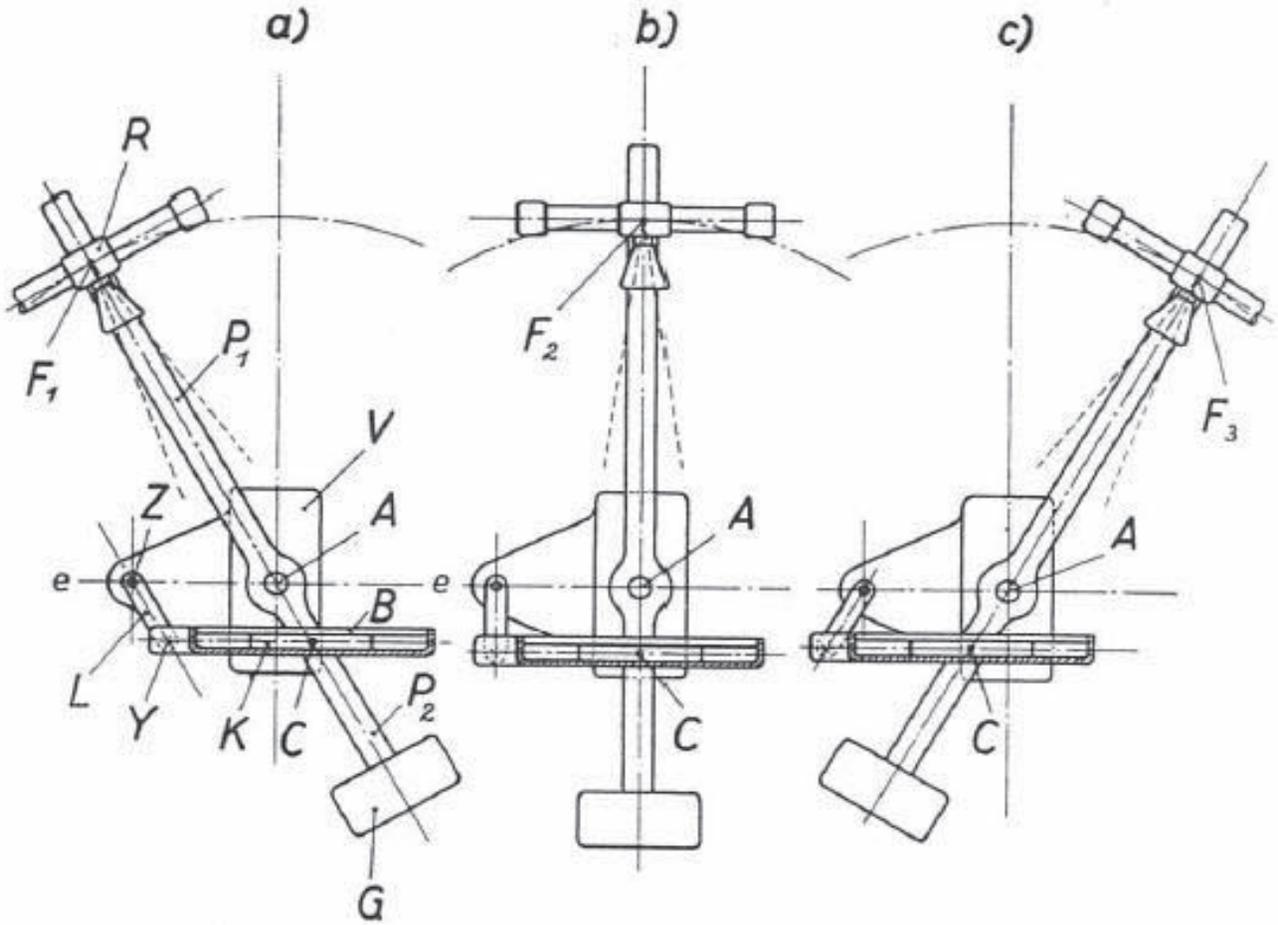


図 5. 3つの異なる位置にあるトモグラフ (tomograph).

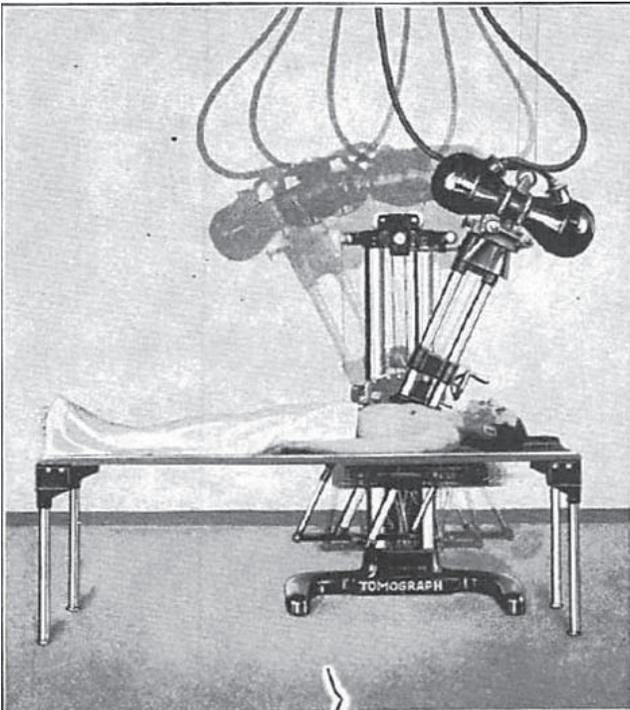


図 6. トモグラフ (tomograph)

正面断層像は 63-70kVp, 100-150mA, 矢状断層像は 85kVp, 100-120mA で、いずれも焦点—断層面距離は 70-120cm, 曝射時間 1 秒である。

断層撮影の主な適応は肺の診断であるが、頭蓋の検査にも有用である。肺の場合よりもボケを小さくすれば、骨病変の診断にも利用できる。断層撮影は、通常の X 線撮影のように焦点を小さくするような技術的改良ではなく、特に肺において通常では描出できない部分を明瞭に描出できる技術である。

要約

断層面の描出法 (断層撮影法) が、実用上最も有用な領域は肺の診断である。この目的には、多方向にボケを発生する方法 (断層面に平行な面内での円形、らせん形、正弦波運動) は不適である。これらの方法では、撮影時間が許容できないほど延長する。

我々が開発した新たな装置トモグラフ (tomograph) は、いかなる大きさ、厚さの断層面も、短時間で、大きな障害陰影も効率的にボカして撮影できる。比較的単純な機構により、管球とフィルムの正確な対応が保証されている。本法の有用性を、数枚の肺断層像で示した。

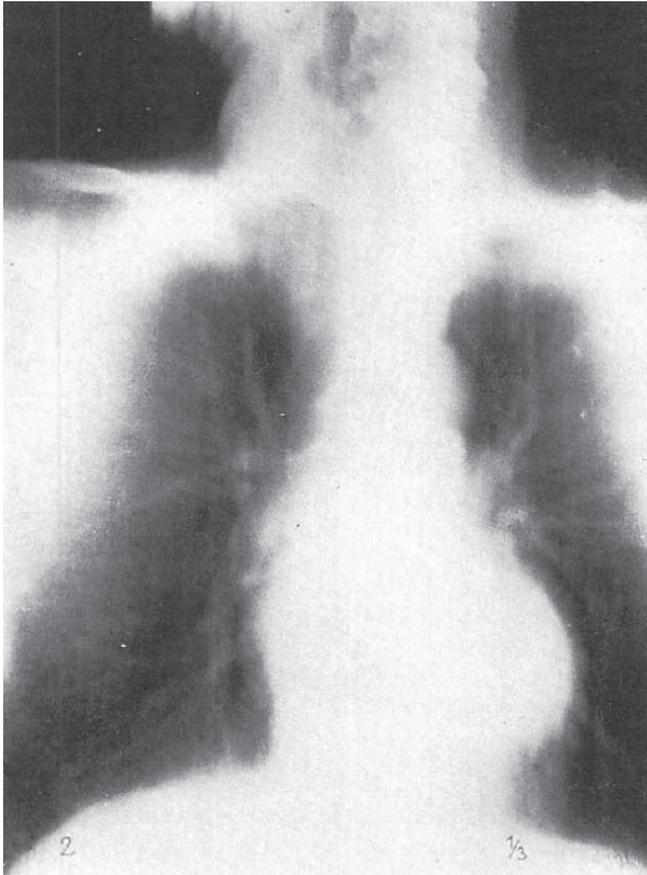


図7. 肺門部レベル. 肺血管がみえる. 背腹方向断層撮影. 腹面から10.5cmの位置.

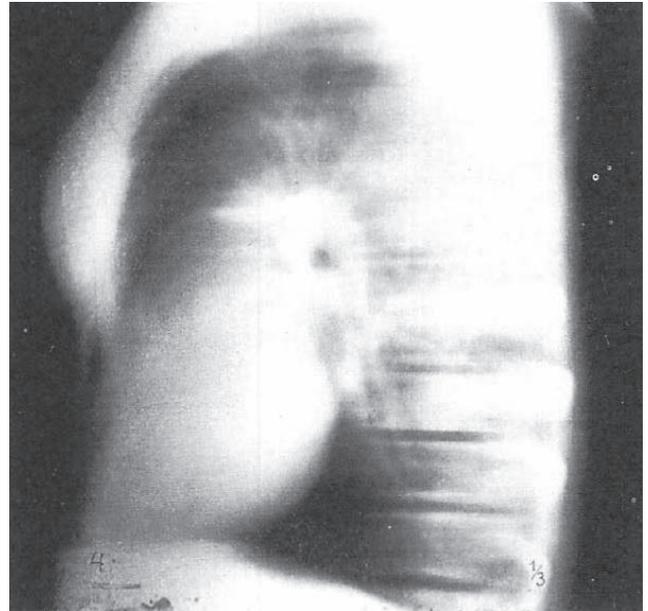


図8. 正常肺の矢状断層像. 左側臥位. 左側面から10.5cmの位置.

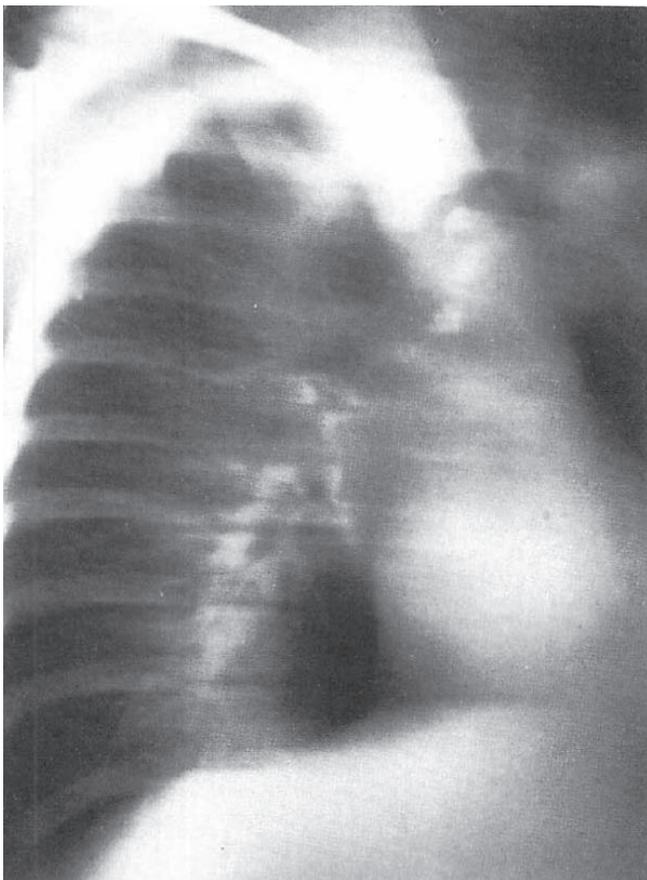


図9. 正常肺. 斜位断層像. 肺門部の肺動静脈が見える.

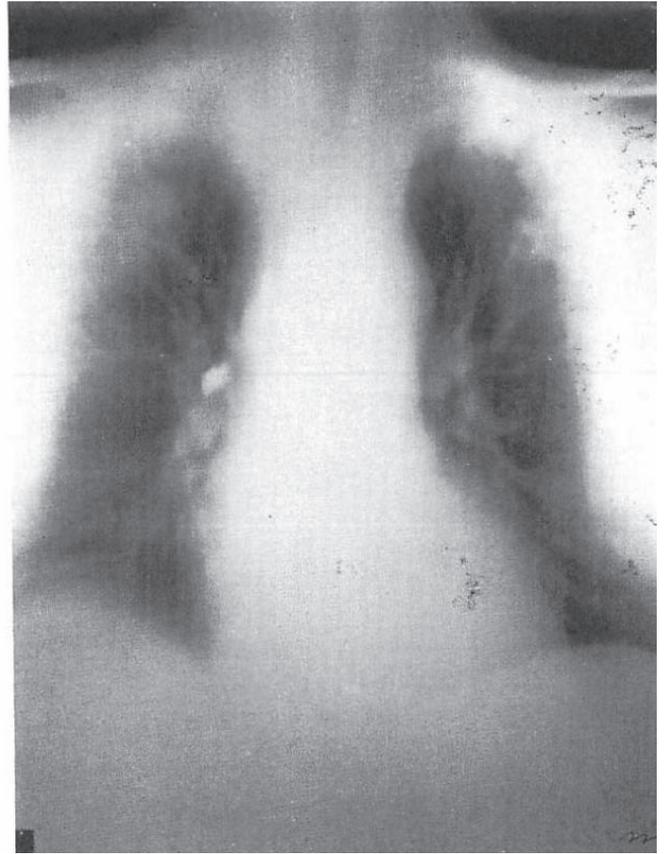
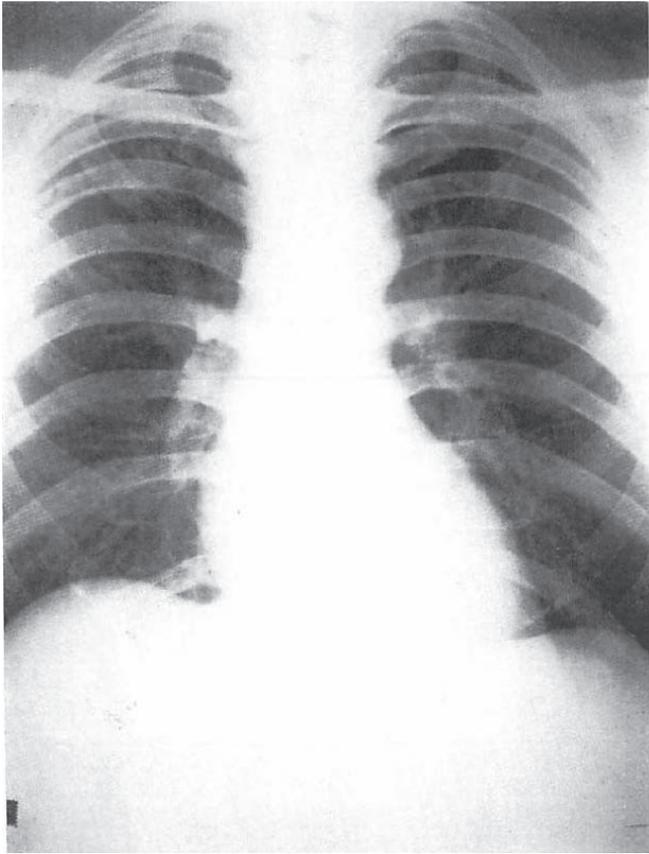


図 10. 両側鎖骨下の浸潤陰影. (左) 通常の X 線撮影. (右) 腹背方向断層撮影. 背面から 12cm の位置.

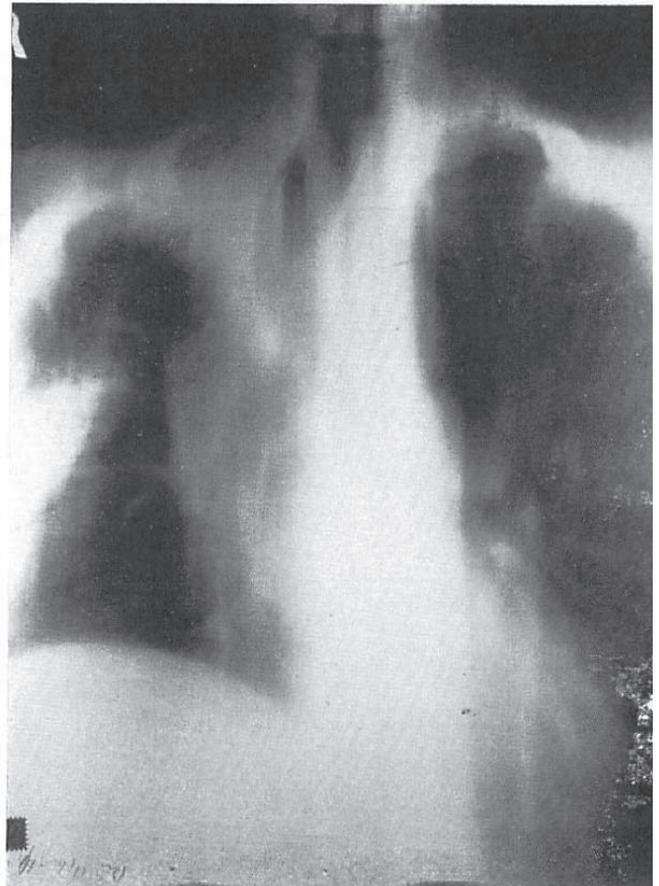
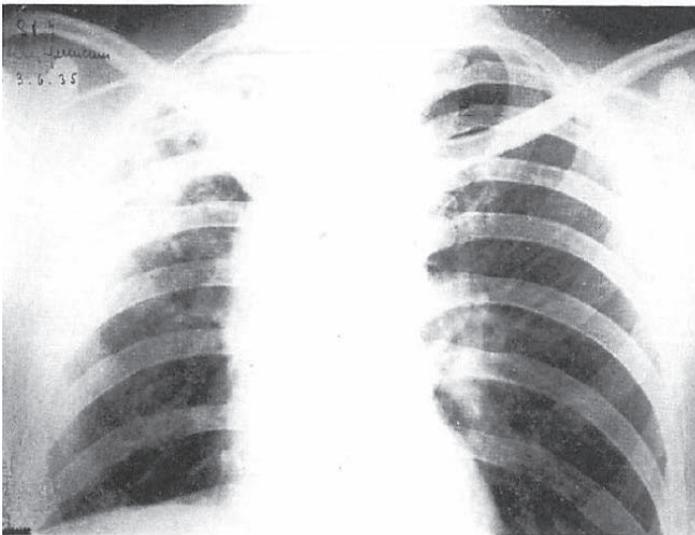


図 11. 右上葉の線維化空洞形成肺結核. (左) 通常の X 線撮影. (右) 腹背方向断層撮影. 背面から 11cm の位置.

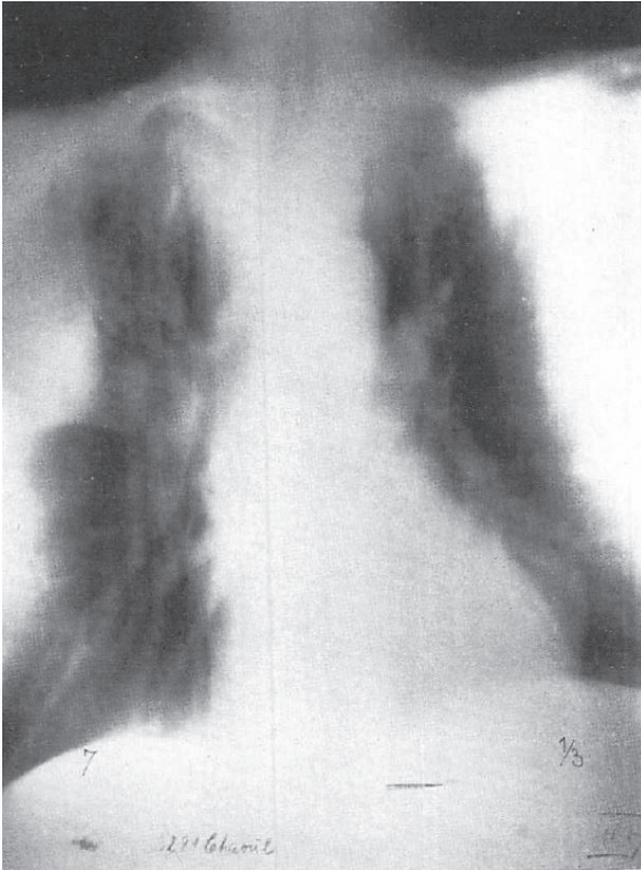


図 12. 右上葉の線維化空洞形成肺結核。欠損は左側の方が軽度。腹背方向断層撮影。背面から 10.5cm の位置。気管支炎と無気肺が認められる。

【参考文献】

- B. G. ZIESES DES PLANTES, *Acta Radiologica*, Vol. 13, p. 182, 1932, *Fortschr. Geb. Röntgenstr.*, Vol. 47, p. 497, 1933.
D. L. BARTELINK, *Fortschr. Geb. Röntgenstr.*, Vol. 47, p. 399, 1933.
A. VALLEBONA, *Radiology*, Vol. 17, p. 340, 1931, *Fortschr. Geb. Röntgenstr.*, Vol. 48, p. 599, 1933.
G. GROSSMANN, *Fortschr. Geb. Röntgenstr.*, Vol. 51, p. 61 and 191, 1935.
H. CHAUL, *Deutsche Med. Woch.*, p. 700, 1935; *Fortschr. Geb. Röntgenstr.*, Vol. 51, p. 342, 1935.