

# TOMOGRAFIA EXTRARRAPIDA PARA EL EXAMEN DEL APARATO CIRCULATORIO \*

por el doctor

ALBERTO C. MORELLI

Los diferentes métodos radiológicos ideados hasta la fecha con el fin de obtener radiografías de un solo plano del cuerpo humano, no han alcanzado en la práctica la importancia que era de esperar. No es que pretendamos sostener que tal como se practica hoy día no sea sumamente útil, pues basta para ello ver los interesantes trabajos de González, Sabathié y otros. Pero la falta de detalles y lo borroso de las imágenes, como si fuese una pintura corrida por la lluvia, hace que su interpretación sea difícil para el profano.

Sucede todo lo contrario de lo que debía suceder; uno espera poder facilitar el diagnóstico con los principios generales de la anatomía normal y patológica, al desaparecer las sombras sobreagregadas de la placa común, y se encuentra frente a una serie de sombras más o menos tenues o contrastadas, como si fuesen sombras chinascas de elementos que por la radiografía extrarrápida sabemos que tienen bordes netos. Entonces es evidente que: o la radiografía en cortes tal como se practica hoy sigue una mala orientación; o debe progresar enormemente antes de llegar a dar lo que debe.

Mucho se ha trabajado desde que el genial Bocage sentó, en 1921, las bases fundamentales, y dos tendencias netas han agrupado desde entonces a los radiólogos. La primera y más nutrida, siguiendo a Portes y Chausse, Ziedses des Plantes, Bartelink, Chaoult y Grossmann, etc., buscan la perfección haciendo que los desplazamientos del complejo ampolla-placa se efectúe de la manera más perfecta posible con el fin de obtener el máximo de detalle; lo que, con los trabajos de Kieffer, llega a la perfección teórica. El otro grupo sigue a Vallebona, que fué el primero en obtener radiografías en planos aceptables, y en lugar de buscar la perfección geométrica, busca la perfección de la técnica radiológica empleada, de acuerdo con los principios de la radiografía extrarrápida.

---

\* Instituto de Radiología de la Facultad de Medicina de Montevideo, Uruguay.

Los primeros desplazan el complejo placa-ampolla dejando al paciente fijo; mientras que los segundos mueven al paciente dejando la ampolla y la placa quietas, o también imprimen a esta última un movimiento de rotación paralelo al impreso al paciente. Los primeros obtienen más borramiento de los cuerpos ubicados en planos fuera del que radiografía, mientras que los segundos obtienen mejores placas de tórax por tener más detalles.



FIG. 1

Trozo de una aguja quirúrgica que queda (al fracturarse una aguja de mano) en el espesor del ventrículo izq., después de una sutura por herida penetrante del vent. izq. En la radiografía simple (a) en 1/10 de segundo, la aguja está muy movida, mientras que en las tomografías en 0,03 de segundo (120 KV, 150 MA y 120 cm.), está quieta, observándose nitidamente su punta a 15 cm. y la extremidad fracturada a 17 cm. En la radiografía transversa se comprueba la posición antero posterior. (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

Si el primer grupo pudiese desplazar el complejo placa-ampolla en tiempos 20 veces más cortos que lo que se puede sin riesgo para la integridad de la última; y los segundos pudiesen mover a su paciente en dos planos del espacio en lugar de uno, es indudable que los dos métodos serían equivalentes. Como ambas soluciones

no son factibles, los radiólogos están divididos en dos grupos, siguiendo cada uno una tendencia, pero el médico no debe dejarse arrastrar por tendencias doctrinarias, sino que debe buscar aquello que lo lleve a un diagnóstico lo más correcto posible, o sea aquello que muestre con claridad máxima la lesión anatómica.

La radiografía en planos no debe ser encarada como una prestidigitación para hacer desaparecer completamente las costillas; sino como un método para ver con mayor nitidez ciertos elementos dentro del tórax. Esta nitidez debe aparecer por borramiento de los cuerpos opacos colocados en planos anteriores o posteriores al del elemento a observar; y debe ser lo más perfecta posible, nunca inferior a la de una radiografía común con las técnicas modernas.



FIG. 2

Estenosis mitral reumática con historia de un infarto pulmonar hace 7 días y estertores húmedos en la base derecha. En la placa simple nada de particular, fuera de una silueta mitral típica e hilos vasculares. La tomografía a 6 cm. muestra una zona de opacidad correspondiendo exactamente a la zona de estertores húmedos. (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

El médico no debe ser un fotógrafo y no debe guiarse por la belleza fotográfica de las placas, sino que debe obtenerlas en la forma que mejor y más fielmente se aprecien los elementos. Además hay que saber ver estos elementos, conociendo sus caracteres macroscópicos y su sombra radiológica; y saber eliminar otras sombras superpuestas a ellos. Al observar una radiografía de tórax, buscamos las lesiones tanto entre las sombras de las costillas, como sobre ellas; y a nadie (salvo en caso de lesiones apicales) se le ha

ocurrido decir que una radiografía de tórax no sirve, porque se ven las costillas. Sin embargo, si una tomografía deja vislumbrar la sombra borrosa de una costilla aunque los elementos sean perfectos, es clasificada de deficiente; y por esa causa el genial método de Vallebona y Bozzetti, cae en olvido frente a otros más espectaculares.

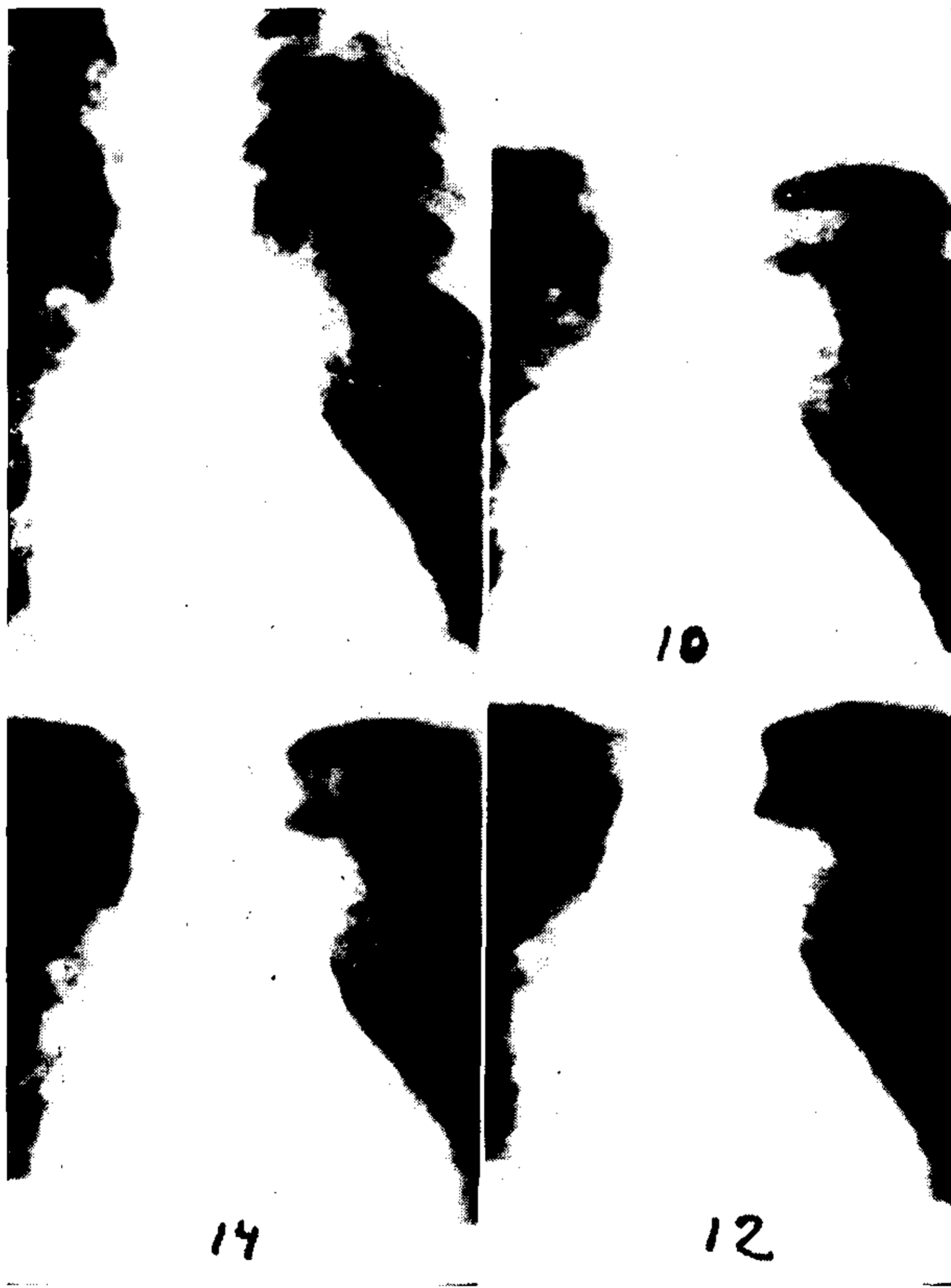


FIG. 3

Arteritis pulmonar. Radiografía y Tomografías con 150 MA. 115 KV. 0.04 de segundo. a 150 cm. de distancia. Se observan los caracteres radiológicos clásicos de la Arteria Pulmonar y sus ramas dilatadas con gran nitidez. (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

El gran borramiento de los planos anteriores y posteriores, ha sido conseguido aumentando los ángulos de desplazamiento del complejo placa-ampolla, o imprimiéndole un movimiento circular o es-

## TOMOGRAFÍA EXTRARRÁPIDA

piroide con lo que se llega a la dispersión perfecta, por ser pluri-direccional.

Sin embargo, del punto de vista práctico que siempre es el que triunfa en toda controversia, el borramiento de los planos no sólo está supeditado a los desplazamientos del complejo placa-ampolla, ya que si extremamos la teoría, y suponemos que el foco de



FIG. 4

Aneurisma de la aorta descendente. Tomografías con 150 MA, 100 KV, 200 cm. de distancia y  $0.12''$  (únicas figuras de tomografías con gran ángulo). Se observa la buena dispersión con ángulos de  $28^\circ$  y los caracteres radiológicos clásicos de los aneurismas sacciformes. (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

la ampolla es infinitamente pequeño, bastará un desplazamiento mínimo para obtener un borramiento de los detalles de los otros planos, siempre que los contrastes no sean muy grandes; en este

caso, para elementos grandes a eliminar, sólo se obtendría una pequeña deformación.

Por lo tanto, no sólo interviene el desplazamiento del complejo placa-ampolla, sino también el contraste entre la opacidad de los cuerpos opacos que se encuentran en los planos anteriores y posteriores, y podemos agregar, su tamaño en sentido del movimiento de dispersión. De estos dos factores, el segundo es inmutable, pero el primero lo podemos variar a voluntad usando penetraciones mayores o menores hasta llegar a obtener con las técnicas de Stefani las llamadas costillas de cristal, sin que se pierda el detalle de la trama ósea o del pulmón.

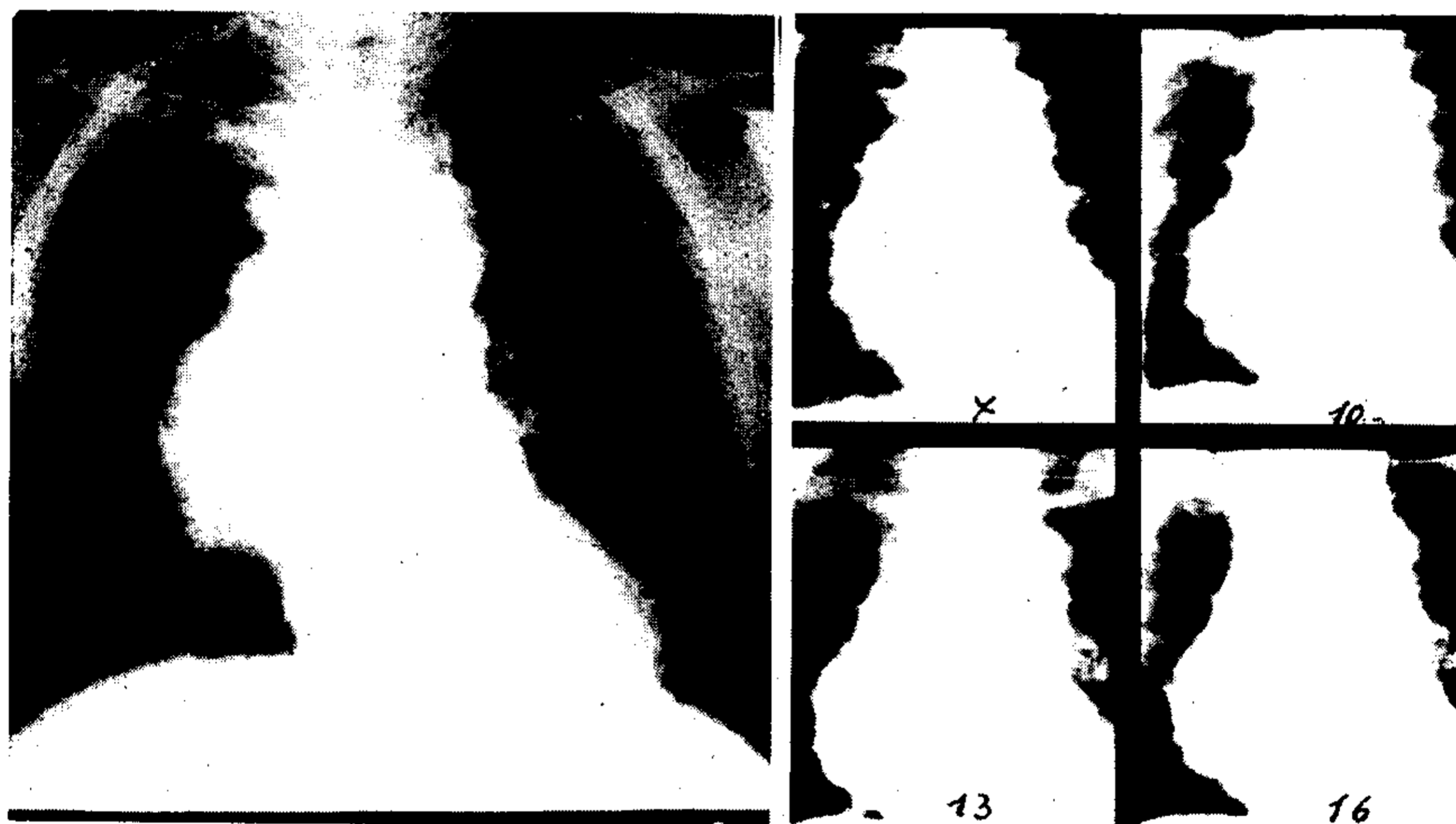


FIG. 5

Aneurisma del seno de Valsalva, antero-derecho. Tomografías con 150 MA, 120 KV, 150 cm., 0.05 de segundo. Gran nitidez en los bordes del aneurisma, que no son muy regulares. En los cortes a 13 y 16 cm., se observa su forma y ubicación. (Las tomografías fueron hechas en apnea y la radiografía en inspiración forzada). (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

Como con grandes penetraciones hay mucha radiación secundaria, es necesario emplear parrillas antidifusoras, Potter Bucky, y mismo conos muy reducidos, además de los antidifusores.

Se ha pretendido que con los métodos corrientes y exposiciones largas es posible obtener buenas tomografías de tórax, pero esto es tan absurdo como pretender obtener buenas radiografías con tiempos igualmente largos, tal como se hacía no hace muchos años.

## TOMOGRAFÍA EXTRARRÁPIDA

Para el profano, la radiografía de tórax con exposición larga está muy bien, las costillas se ven maravillosamente sobre un fondo pulmonar y cardíaco borroso, sobre todo en las bases, no interesándole mayormente lo que hay por detrás de ellas, salvo en casos extremos o apicales. Si ve una mancha grande en la base pedirá una broncografía, haciendo pasar al paciente por las molestias consiguientes; pero si ese mismo profano ve una tomografía en la cual



FIG. 6

Quiste del mediastino. Radiografías y tomografías con 150 MA, 115 KV, 0,05 de seg. y 150 cm. A 16 cm. la aorta ascendente tiene un borde bien nitido que se sobrepone a la masa tumoral, y a 14 cm. se ve la tráquea y su bifurcación (copia 14' más forzada y punteada), es anormal, siendo sumamente bajo el tronco bronquio derecho, y no encontrándose aplastado. (El número negro indica la profundidad del corte con respecto al plano posterior).

se vislumbran las costillas, la rechazará airado porque para él la tomografía es un juego de prestidigitación.

Para obtener la nitidez de los elementos, interviene otro factor

importantísimo que hemos mencionado al pasar, y es el tamaño del foco de la ampolla. Este foco tiene mucho más importancia que en la radiografía común, sobre todo si los cortes son muy delgados (grandes ángulos de dispersión), y entonces será el mismo foco (que siempre es ancho), el que hará que el borramiento en el plano a estudiar sea tanto más grande cuanto más grande sea el foco; y téngase presente que teóricamente, el ángulo mínimo basta para obtener el corte teóricamente infinitamente delgado.

Entonces tenemos que el problema se ha complicado más, porque si nos interesa observar detalles, por ser el foco de las ampollas imperfecto, el ángulo de desplazamiento debe ser mínimo, y por lo tanto de dispersión pobre. Pasa lo mismo que cuando observamos con un microscopio de óptica ordinaria; aumenta mucho pero no da detalles por la falta de precisión de la óptica. En el siguiente cuadro podemos condensar el problema de la tomografía, con las ventajas y desventajas de las grandes dispersiones y de las pequeñas, o sea de los grandes movimientos angulares del complejo placa-ampolla, y de los pequeños:

	VENTAJAS	INCONVENIENTES
Cortes finos	1º Nitidez si el foco de la ampolla es suficientemente chico, pudiéndose apreciar elementos muy pequeños.	a) Como el foco nunca es suficientemente chico, existe un desequilibrio entre la fineza del corte y la resolución óptica.
	2º Gran borramiento de los planos anteriores y posteriores.	a) Son necesarios grandes movimientos angulares del sistema placa-ampolla. b) Exposiciones más largas. c) Gran número de placas para acertar con el plano conveniente. d) Mayor dificultad para que los momentos sean perfectos y por lo tanto, pérdida de nitidez.
Cortes medianos	1º Mayor nitidez con las ampollas actuales.	
	2º Menores movimientos angulares.	a) Menor borramiento de los planos anteriores y posteriores.
	3º Tiempos de exposición menores.	
	4º Menor gasto de placas.	



Creo que el presente cuadro es suficientemente elocuente como para decidirnos por los cortes medianos; sobre todo si tenemos en cuenta que empleando las técnicas de alta penetración subsanamos casi completamente el único inconveniente observado.

Una vez decididos por los cortes medianos, sólo un método era capaz de permitirnos exposiciones cortísimas, y es el de Vallebona modificado por Bozzetti, Roneaux, etc.; en el cual la placa y el paciente giran según un eje vertical y paralelamente, mientras que la ampolla está quieta. Con él se había obtenido tomografías hasta en  $\frac{1}{10}$  de segundo; pero perfeccionando los movimientos que Vallebona lo imprime con un complicadísimo sistema a aire comprimido y Roneaux con una bomba de aceite, hemos podido efectuar tomografías con buena dispersión hasta en  $\frac{3}{100}$  de segundo.

### TÉCNICA

La dificultad está en imprimir un movimiento de rotación tan rápido y luego frenarlo sin que el paciente se moleste. Ello lo obtuvimos por medio de dos sistemas de resortes iguales, uno que lo imprime y otro que lo frena, haciéndose todos los cambios de velocidad en progresión aritmética. La radiografía se hace en el final de la aceleración y comienzo del frenado; de manera que la cantidad de rayos que entran en las oblicuas, sea mayor que en la posición frontal, con lo que se obtiene una dispersión mejor (contrariamente a lo que sucede en todos los demás métodos, en que por ser uniforme el movimiento y la intensidad de la ampolla, los rayos oblicuos son insuficientes y es necesario aumentar los ángulos de desplazamiento del sistema placa-ampolla).

Haciendo pruebas prácticas con una tela metálica colocada inclinada de manera que entre dos alambres exista la distancia de 2 mm. y siendo el diámetro de estos de 0,3 mm., los espesores de corte con ángulos de exposición de  $25^\circ$  fueron de 2 mm.; y para ángulos de  $10^\circ$  de 6 mm.; siendo este último el empleado más corrientemente.

Imprimiendo el movimiento con resortes, cuanto más pesado sea el paciente, más lento será el movimiento, y como la exposición se hace por disparadores colocados contra la plataforma giratoria, tanto más larga la exposición; de manera que prácticamente con un mismo resorte, y una misma penetración e intensidad en la ampolla, así como con distancia foco-placa constante; la compensación por mayor espesor se hace automáticamente al aumentar el peso y por lo tanto al ser más lenta la rotación. Por ejemplo, un mismo juego de resortes hace que tomando los disparadores del ángulo de  $10^\circ$ , para un paciente de 50 kgs. la exposición sea de  $\frac{3}{100}$  de segundo; mientras que para otro de 100 kgs. sea de  $\frac{10}{100}$  de segundo.

El ángulo de aceleración está graduado de manera que la velocidad sea al llegar al centro del recorrido, 2 veces mayor que a  $20^\circ$  de él. Conforme llega al centro del recorrido, cesa la impulsión del resorte acelerador e instantáneamente comienza a obrar el frenador.

Comenzamos utilizando intensidades de 400 a 500 mA con 60 a 80 KV, para luego ir bajando las intensidades a 150 mA y subiendo las tensiones hasta 120 KV, con lo que mejoraron grandemente las placas, siempre que se utilizase grilla Lishom y diafragmas limitadores de campo. Actualmente preferimos esta técnica y creemos que con ampollas especiales que hemos mandado construir y que soportarán hasta 200 KV, será posible atenuar más los contrastes; y por necesitarse intensidades no mayores de 10 a 30 mA, los focos podrán ser más finos que los de las ampollas rotativas. La experiencia confirmará o no estas teorías pero podemos afirmar que las mejores placas, se obtienen con 120 KV. Las ampollas utilizadas han sido de  $\frac{3}{8}$  y  $\frac{5}{8}$  mm. siendo el detalle muy bueno, aunque puede mejorar.

La sujeción del tórax se hace por medio de un sistema de bandas de tela, a una madera delgada sujeta al soporte giratorio, por un sistema que permite variar la posición del paciente con respecto al eje de rotación. Por delante del paciente se encuentra un soporte para la placa que gira paralelamente al mismo y que soporta por delante de la placa la grilla Lisham, imprimiéndole al rotar un movimiento vertical para borrar en parte la sombra de las estrías. Este soporte de la placa y de la grilla Lishom puede desplazarse hacia adelante o atrás, manteniendo el paralelismo de rotación, para evitar el inconveniente del aparato de Rouneaux, o sea de la gran distancia entre el paciente y la placa.

## RESUMEN Y CONCLUSIONES

1º Se describe un método para la obtención de tomografías extrarrápidas para el estudio del aparato circulatorio, hilios, vasos pulmonares y mediastino, basado en una modificación del método de Vallebona y Bozetti.

2º Esta modificación consiste en utilizar grandes penetraciones en campos muy reducidos, lo suficientemente grandes como para abarcar el corazón, la aorta, los hilios y el mediastino superior; y en la forma del movimiento que se imprime al paciente.

3º El movimiento arranca aumentando en progresión aritmética hasta llegar a la parte media de su recorrido, frenándose luego en forma simétrica. La exposición de la placa se hace durante una parte del recorrido variable a voluntad, en el fin del movimiento de aceleración, y comienzo del movimiento de frenado, siendo simétricos y continuados ambos tiempos.

4º Con este sistema, y por ser la velocidad angular en los extremos menor que en el centro del ángulo en que se hace la exposición, la cantidad de rayos que atraviesan el cuerpo del paciente en los límites laterales del ángulo de exposición será mayor, el efecto de dispersión en los planos no enfocados será también mayor; y por lo tanto

el efecto tomográfico más perfecto, mismo usando ángulos de desplazamiento menores.

5° Estas tomografías extrarrápidas en exposiciones que varían de 0.03 a 0.1 de segundo, han demostrado ser superiores en nitidez cuanto menor sea el ángulo empleado, cuanto menor sea el tiempo de exposición (o sea mayor la velocidad de rotación), cuanto mayor sea la diferencia de la velocidad de rotación entre el momento en que comienza y termina la exposición (movimiento lento) y el centro del recorrido (movimiento rápido); y finalmente cuanto mayor sea la penetración de los rayos (se entiende utilizándose antidifusor y cono chico). Todos estos factores son dignos de ser tenidos en cuenta en primer plano, existiendo otros menos importantes, pero dignos de ser también tenidos en cuenta como ser el foco de la ampolla, las distancias foco-placa y paciente-placa, las vibraciones en los sistemas mecánicos, las pantallas reforzadores, la sujeción del paciente, etc.

#### BIBLIOGRAFIA

- A. Vallebona.* — "Lo Stratigrafo Italiano", Roma, 1939.  
*Ronneaux C. y Lemoine J. M.* — Quelques essais de stratigraphie pulmonaire par la méthode Vallebona, etc. "Soc. de Rad. Méd. de France", 1937, 592.  
*Kieffer J.* — Analysis of Laminagraphic. Motions and their values. "Radiology", 1939, 33, 560.  
*Stefani J.* — Semiologie Radiographique Pulmonaire, Doin, Paris, 1938.

#### R É S U M É

1. — L'on décrit une modification de la méthode de Vallebona et Bazetti, pour obtenir des tomographies extrarapides, applicable à l'étude radiologique du coeur, des vaisseaux de la circulation et du mediastinum.

2. — Cette modification consiste à utiliser des rayons de grande pénétration dans des surfaces très réduites, et de la forme du mouvement que l'on imprime au malade.

3. — Pendant la première moitié du parcours, le mouvement est progressivement accéléré étant symétriquement retardé dans la seconde moitié. La radiographie est obtenue pendant la fin de la première moitié et à l'initiation de la seconde.

4. — Avec ce système étant la vitesse angulaire plus réduite dans les extrêmes de l'angle dans lequel la radiographie est obtenue, que dans le centre, la quantité de rayons X reçus par le corps dans les limites latérales de cet angle sera plus grande, l'effet de dispersion dans les plaines en dehors du foyer sera aussi plus intense et par conséquent l'effet de la tomographie sera plus parfait, même si l'on utilise des angles mineurs de déplacement.

5. — Ces tomographies extrarapides dans des expositions qui varient de 0.03 a 0.1 de seconde ont démontré être d'une clareté supérieure quand plus court était le

temps d'exposition (c'est à dire la rapidité de rotation), quand plus grande est la différence entre la vitesse de rotation au commencement et à la fin de l'exposition (mouvement lent) et le centre du parcours (mouvement rapide); et finalement quand la pénétration des rayons est plus grande (naturellement en utilisant un antidifuseur et un cône petit). Tous ces faits sont dignes d'être soulignés comme très importants, bien qu'il en existe d'autres d'une importance moindre, mais qui ne peuvent être mis de côté tel que le foyer de l'ampoule, les distances foyer-film et malade-film, les vibrations dans les systèmes mécaniques, les écrans renforceurs, la suggestion du malade, etc.

### S U M M A R Y

1. — A modification of the method of Vallebona and Bozetti is described for extra rapid tomography applicable to the radiological study of the heart, pulmonary vessels and mediastinum.

2. — The modifications consist in the employment of very deep rays in deduced areas and in the kind of movement which the patient undergoes.

3. — During the first half of the run the movement is progressively accelerated and during the second half it is symmetrically retarded. The X ray picture is obtained during the end of the first and the beginning of the second half period.

4. — With this system as the angular velocity is greater at the center of the angle in which the picture is obtained, the amount of X rays which the body receives at the lateral limits of the angle will be greater, the dispersion effect in those planes out of focus will also be greater and therefore the tomographic effect will be better the smaller the angles of displacement.

5. — These extra rapid tomographies (exposures of 0.03 to 0.1 sec.), are clearer: a) the smaller the angle of the run; b) the shorter the time of exposure; c) the greater the difference in velocity between beginning and end of the rotation movement (when the velocity is smaller) and the centre of the run where the velocity is greater; d) the greater the penetration of the X rays. There are other minor factors which may be important as focus of the X ray tube, distances tube-film and patient-film, mechanical vibrations, etc.

### ZUSAMMENFASSUNG

1. — Eine Methode, zwecks Aufnahme extra-schneller Tomographien zum Studium des Kreislaufes, Hilien, pulmonale Gefässe und Mediastinum, die sich auf eine Veränderung der Methode von Vallebona und Bozetti bezieht, wird beschrieben.

2. — Die Veränderung besteht darin, dass man grosse Tiefenwirkung bei kleinen Flächen gebraucht, die gross genug sind, um Herz, Aorta, Hilien und oberen Mediastinum einzufassen; und in den Bewegungen die man den Patienten anordnet.

3. — Die Bewegung nimmt in arithmetischer Progression zu bis zur Hälfte seines Weges um dann symmetrisch zu abzubremesen.

Die Belichtung macht man nach Wunsch an einen Teil des Verlaufs der

zwischen der Beschleunigungs und Bremsbewegung liegt: wobei beide Zeiten symmetrisch und fortlaufend sind.

4. Da die Winkelgeschwindigkeit der Extremitäten geringer ist als im Zentrum des Winkels, bei dem man die Belichtung macht, ist bei diesem System die Dispersion der nicht eingestellten Schichten, grösser. So wird auch das tomographische Ergebnis grösser, das heisst, perfekter sein.

5. Diese extrarapiden Tomographien, deren Expositionszeit zwischen 0,03 und 0,1 Sek. schwankt, sind von grösserer Schärfe je kleiner der gebrauchte Winkel ist, je geringer die Belichtungszeit bemessen ist (das heisst die Rotationsgeschwindigkeit), je grösser die Differenz zwischen der Rotationsgeschwindigkeit und dem Anfang und dem Ende der Exposition ist (langsame Bewegung) und der Mittelpunkt ihres Verlaufs (schnelle Bewegung) und endlich je grösser die Strahlentiefenwirkung ist (es versteht sich: Gebrauch eines Antidifusors mit kleinem Conus).

6. — Man weist auf andere Faktoren von geringerer Wichtigkeit hin.

