

C.N.E.A. Biblioteca	
ARCHIVO PUBLICACIONES	
Nº 1	AÑO 1981

06.81.27

323

GENERACION Y CARACTERIZACION DE AEROSOLIOS RADIATIVOS PARA EXPERIMENTACION ANIMAL

Gomez Parada, I; Campos J.M.; y Nowotny, G. A.

1. INTRODUCCION

El conocimiento de los parámetros que rigen el metabolismo de los radionucleidos incorporados por vía pulmonar reviste especial interés en radioprotección. Ello es debido a su importancia relativa frente a otras posibles vías de entrada al organismo y a la magnitud que puede tener en caso de liberación incidental o accidental de material radiactivo al medio ambiente, en las instalaciones radiactivas y nucleares.

Se han realizado en los últimos años considerables esfuerzos para precisar un modelo que represente con la mayor exactitud posible la dinámica de las partículas inhaladas (1), (2), (3). Dichos resultados han sido obtenidos tomando como base los eventos accidentales acaecidos y los estudios efectuados en animales de experimentación. Para llevar a cabo estos estudios resulta fundamental el poder contar con equipos especiales que produzcan aerosoles, líquidos o sólidos, con una distribución de partículas de diámetro apropiado, de fácil operación y que garanticen una adecuada reproductibilidad.

2. MATERIALES Y METODOS

En la figura I, pueden apreciarse en forma conjunta el generador de aerosoles utilizado, la cámara de contaminación animal y los dispositivos de seguridad acoplados al sistema.

2.1. Descripción del generador de aerosoles.

El generador utilizado (figura II) es un nebulizador del tipo Lauterbach (4), (5), (6), que ha sido objeto de modificaciones para favorecer su operación y optimizar la producción de aerosoles líquidos y sólidos en suspensión. Está constituido por un tubo de lucite de 8 mm de diámetro interno y 280 mm de longitud, con una entrada de aire comprimido en la parte superior, cerrado en el extremo inferior y con tres orificios de 0,15 mm de diámetro, equidistantes entre sí y situados a 3 mm de la base. Este tubo, también denominado "jet", atraviesa un tubo de lucite de 45 mm de diámetro en forma de U, que comunica con la cámara de contaminación, y que está acoplado a un recipiente que contiene la solución radiactiva, a partir de la cual se genera el aerosol. Mediante el movimiento vertical del "jet", que se hace através de un tornillo de avance, se ubican los orificios de salida del aire comprimido a nivel de la superficie del líquido a nebulizar. La nebulización se produce cuando el aire comprimido que se proyecta através de los ori-

ficios del "jet", rompe la película del líquido que se forma por tensión superficial alrededor de los mismos. En condiciones normales de operación, la presión del aire comprimido se fija en 1.8 barn (26 psi) manteniendo un caudal de 1 litro por minuto. la velocidad de salida del aerosol útil resulta así de aproximadamente 70 $\mu\text{l}/\text{min}$.

2.2. Descripción de la cámara de contaminación

La cámara de contaminación animal, tal como puede apreciarse en la figura III, permite la ubicación simultánea de 15 ratas. El aerosol radiactivo penetra por su parte superior a través del tubo en forma de U que la comunica con el "jet" de generación. El aerosol se distribuye homogéneamente en su interior y se fuerza levemente la salida de aire mediante vacío para asegurar una renovación continua del ambiente. La depresión que se aplica es de 15 a 25 mm de columna de H_2O , relativa a la existente en la caja de guantes que contiene al sistema.

2.3. Descripción del sistema de seguridad

El generador y la cámara de contaminación se encuentran ubicados dentro de una caja de guantes estanca que se mantiene a una depresión de 30 mm de columna de H_2O mediante equipos de extracción de aire que llevan la depresión a 50 mm de columna de H_2O en el caso en que por cualquier circunstancia se produzca una ruptura ó falla en el sistema de generación ó en la caja de guantes, de manera de asegurar el confinamiento del material radiactivo.

La entrada y salida de aire de la caja de guantes se hace a través de filtros absolutos HEPA.

2.4. Caracterización de los aerosoles generados

El Grupo de Trabajo sobre Dinámica Pulmonar de la International Commission on Radiological Protection (1) recomienda considerar que los tamaños de partículas de los aerosoles siguen una distribución log-normal, caracterizada por el diámetro medio geométrico (μg) y por la desviación standard geométrica (σg).

Se determinó experimentalmente el Diámetro Aerodinámico Medio por Actividad (AMAD) (7) mediante un impactador en cascada de cuatro etapas tipo Casella, que puede apreciarse en la figura IV. Con el impactador se obtienen una serie de fracciones que representan la actividad relativa depositada en cada etapa respecto del total.

Con estos valores, que son función del Diámetro Aerodinámico Efectivo de Corte (ECAD) de cada etapa, puede determinarse el AMAD y la σg . En la fig. V se aprecian las curvas de calibración del impactador. De las mismas se obtiene el ECAD de cada

étapa que representa el diámetro para el cual la eficiencia de colección es de 50%.

3. RESULTADOS OBTENIDOS

El rendimiento del sistema de generación, calculado como el cociente entre la actividad promedio retenida por cada rata en una hora de inhalación y la actividad total del aerosol producido en el mismo tiempo, resultó, con las condiciones de generación ya establecidas, del 3 o/oo.

Representando los datos obtenidos del Casella se obtuvo un AMAD de $1.2 \mu\text{m}$ con una σ_g igual a 2.3 (gráfico I). La recta se trazó por el método de cuadrados mínimos obteniéndose un coeficiente de correlación de 0.98. En las tablas I y II se comparan las condiciones de operación (6) (8) y los resultados obtenidos (3) (8) (9) (10) con los publicados por otros autores para un generador similar (Generador Lovelace).

Como puede verse, la correlación entre los valores es aceptable, lo que indica que la metodología seguida es correcta.

Esta conclusión se ve corroborada por el hecho de que la concentración y el tamaño del aerosol generado dan una deposición a nivel pulmonar adecuada para las experiencias de inhalación con pequeños animales.

En los gráficos II y III se muestran las curvas de deposición pulmonar y retención en todo el cuerpo obtenidos en una experiencia de inhalación con ^{144}Ce , bajo forma de cloruro y a p. 2

4. BIBLIOGRAFIA

- (1) Task Group on Lung Dynamics
Deposition and Retention Models for Internal Dosimetry of the Human Respiratory Tract.
Health Physics 12:173(1966)
- (2) CUDDIHY, R.; GOMEZ, S.; PFLEGER, R.
Inhalation Exposures of Beagle Dogs to Cerium Aerosols: Physical, Chemical and Mathematical Analysis.
Health Physics 29:257 (1975)
- (3) BOECKER, B.; CUDDIHY, R.
Toxicity of ^{144}Ce Inhaled as $^{144}\text{CeCl}_3$ by the Beagle; Metabolism and Dosimetry.
Radiation Research 60:133 (1974)
- (4) LEFEVRE, G.
Mise au point d'appareillages pour l'étude de l'épuration pulmonaire de poussières radioactives chez l'animal et exploitation automatique des résultats.
Memoire présenté au Conservatoire National des Arts et Metiers (1969).
- (5) LUTZ, M.; ROUVROY, H.
Description d'un dispositif permettant la contamination d'animaux de laboratoire par inhalation d'aérosols radioactifs.
Rapport CEA R-3086 (1966).
- (6) MERCER, T.; TILLIERY, M.; CHOW, H.
Operating Characteristics of Some Compressed Air Nebulizers.
Am. Ind. Hyg. Ass. J. 29, 66 (1968).
- (7) Particle Size Analysis in Estimating the Significance of Airborne Contamination.
Technical Reports Series N°179 (1968).
- (8) KOTRAPPA, P.; WILKINSON, C.; BOYD, H.
Technology for the production of monodisperse aerosols of oxides of transuranic elements for inhalation experiments.
Health Physics 22, 837 (1972).
- (9) RAABE, O.G.
Operating Characteristics of two compressed Air Nebulizers used in Inhalation Experiments.
LF-45, 1 (1972).

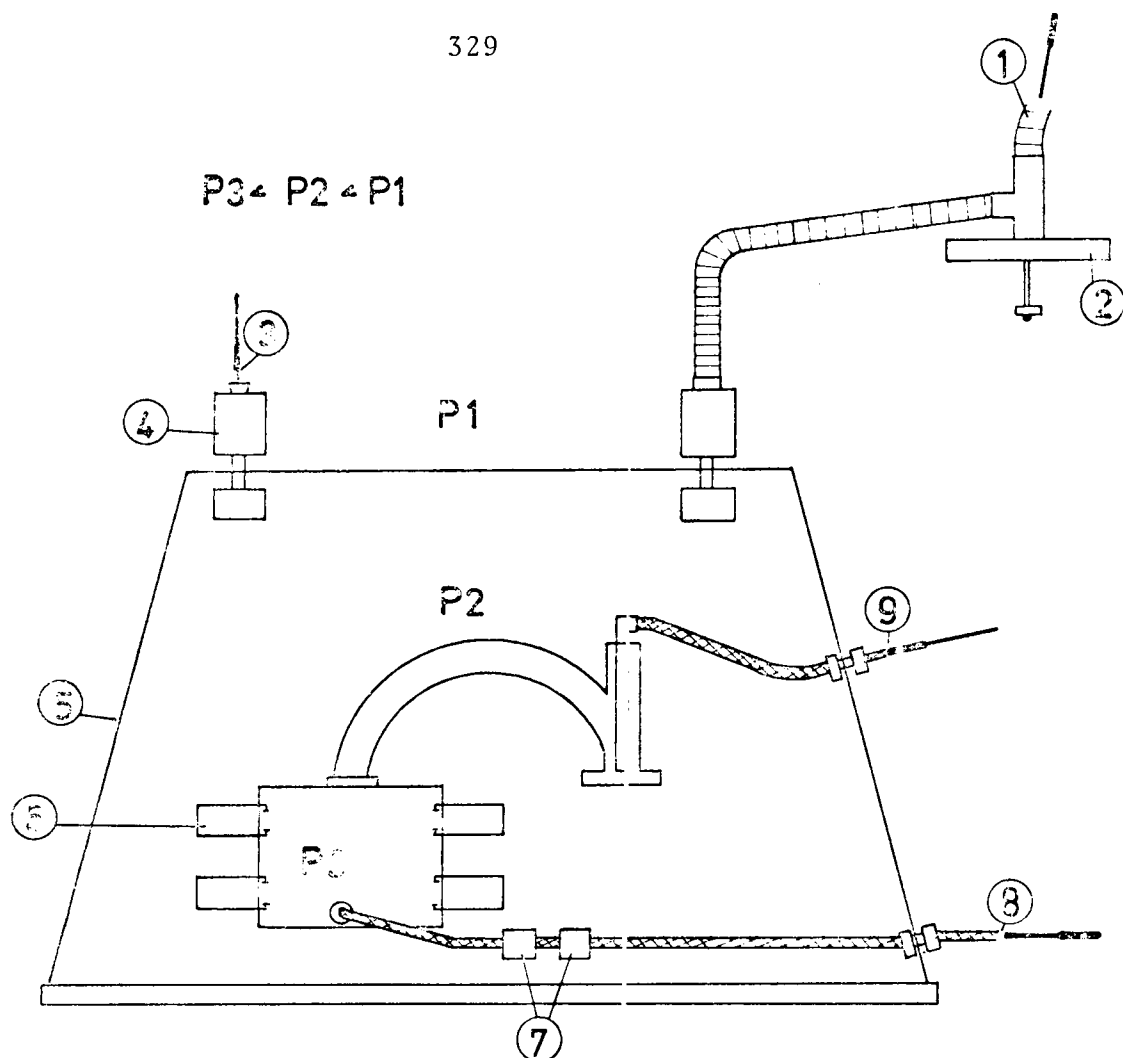
- (10) CRAIG, D.; BUSCHBOM, R.; HERRING, J.
Relationships between nebulizer suspensions concentration and size
distribution of $^{239}\text{PuO}_2$ aerosols generated for animal inhalation
experiments.
Health Physics 24, 637 (1973).

TABLA I

	Lovelace	Lauterbach Modificado
Diámetro de los orificios	0,15 a 0,25 mm	0,15 mm
Presión optima del aire comprimido.	20 psi	26 psi
Flujo Resultante	1,1 a 1,6 l/min	1,0 l/min

TABLA II

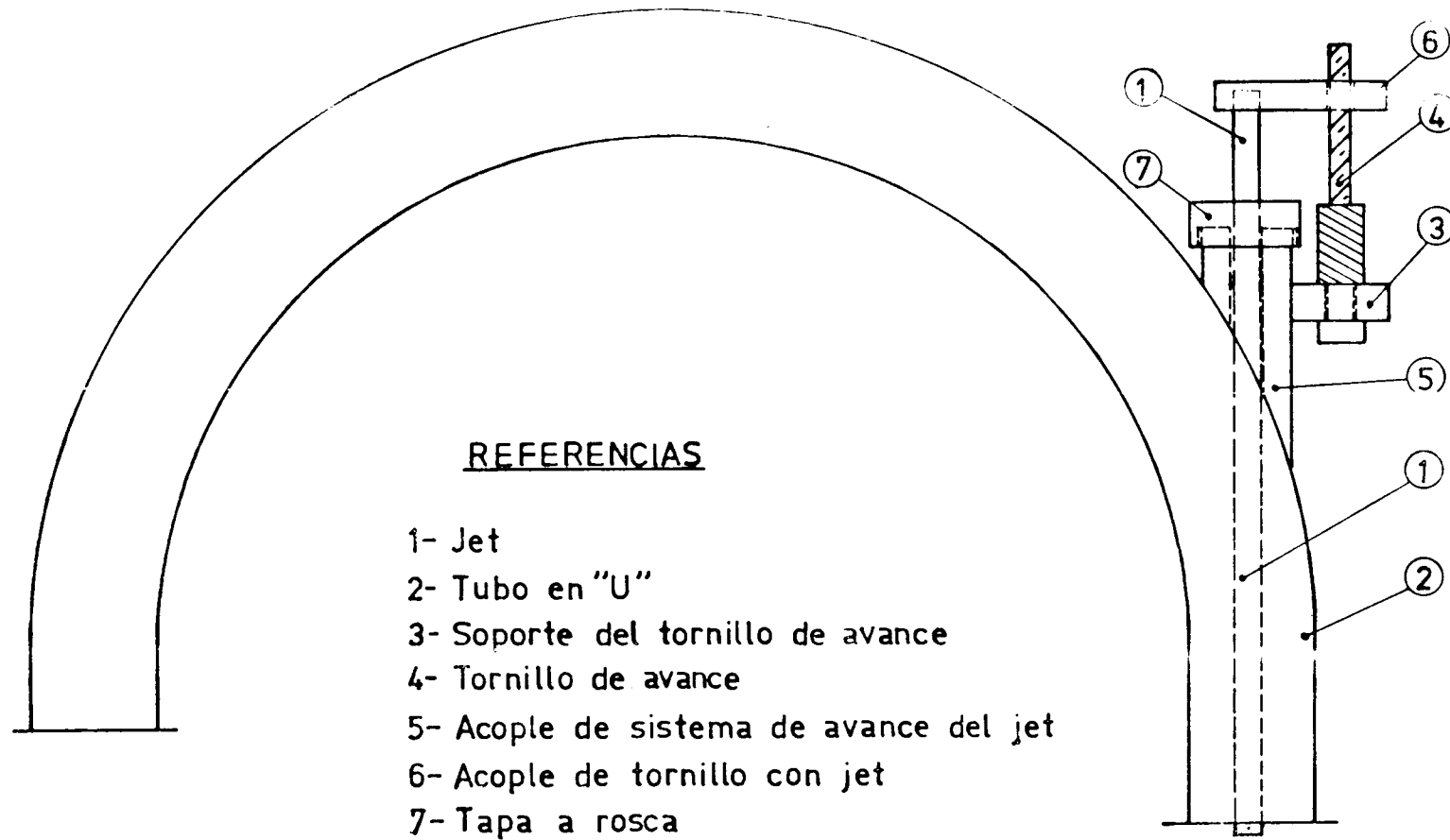
	Lovelace	Lauterbach modificado
Cantidad de líquido atomizado	50 a 68 μ l/min	70 μ l/min
Concentración de actividad del aerosol generado	0,42 a 3.800 μ Ci/l	100 nCi/litro
Concentración de actividad de la solución a nebulizar	0,767 a 489 μ Ci/ml	400 μ Ci/ml
AMAD	1,5 a 2,2 μ m σ_g : 1.5-1.9	1,2 μ m σ_g : 2.3



- 1 Aspiración
- 2 Valvula reguladora de caudal
- 3 Entrada de aire
- 4 Filtros HEPA
- 5 Caja de guantes
- 6 Recinto para las ratas
- 7 Filtros de algodón
- 8 Aspiración
- 9 Entrada de aire comprimido

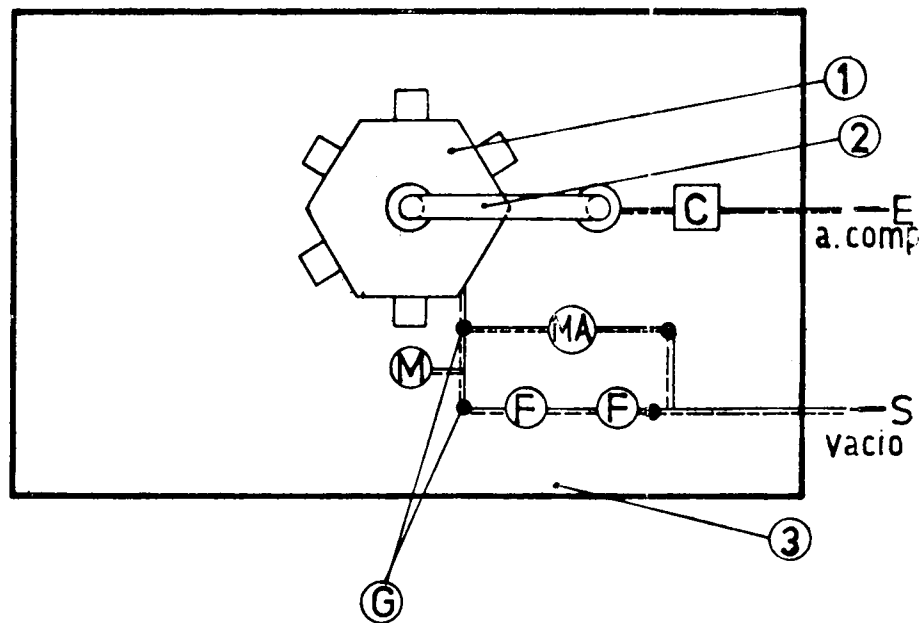
ESQUEMA DEL GENERADOR DE AEROSOL, DE LA CAMARA DE CONTAMINACION ANIMAL Y DE LOS DISPOSITIVOS DE SEGURIDAD ACOPLADOS

FIGURA 1



SISTEMA DE AVANCE DEL JET DEL GENERADOR DE AEROSCOLES

FIGURA 2

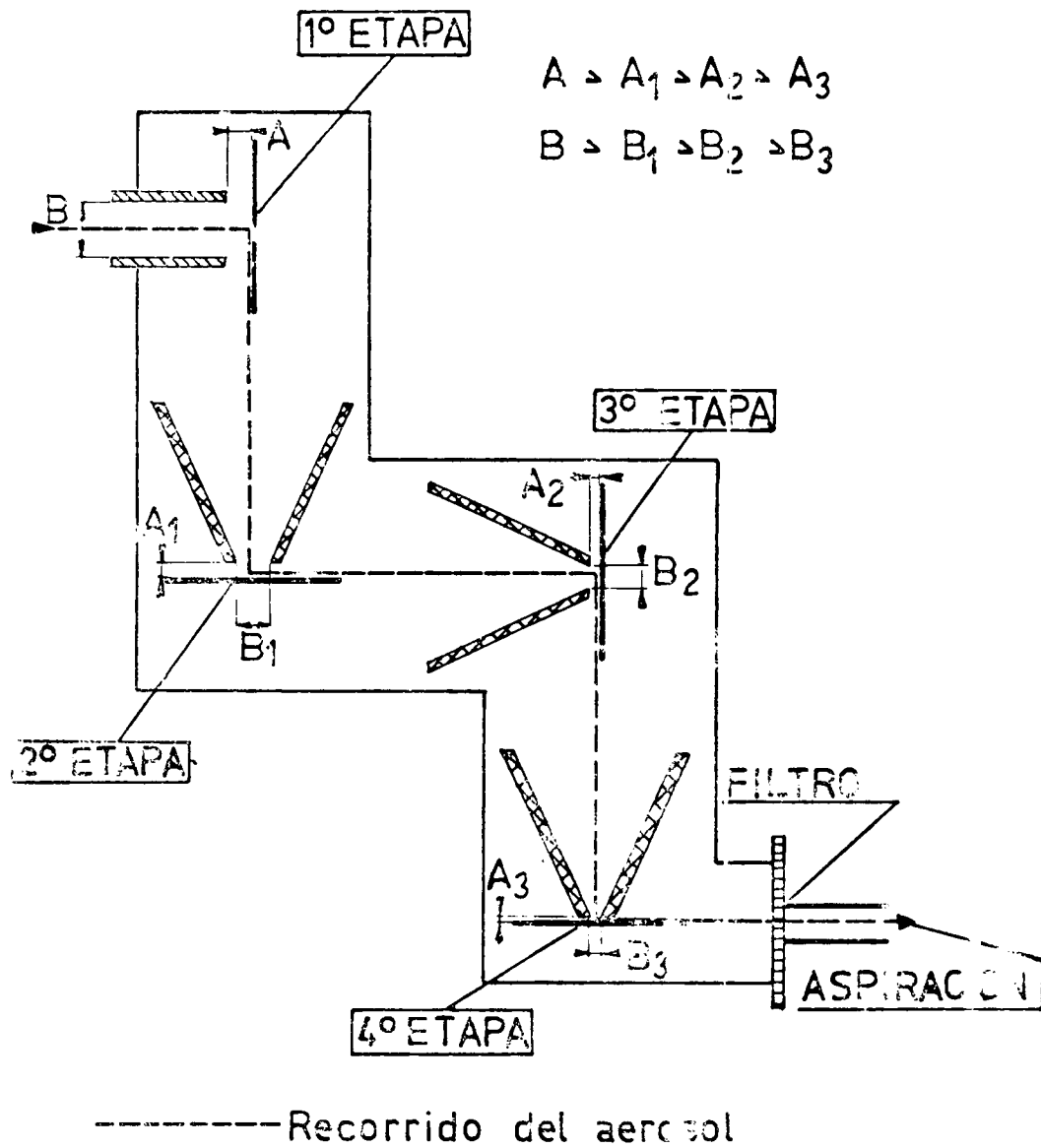


REFERENCIAS

- 1- Camara de contaminacion
- 2- Generador de aerosoles
- 3- Caja de guantes
- C- Caudalimetro
- M- Manometro
- F- Filtros
- MA- Muestra de aerosoles
- G- Grifos.

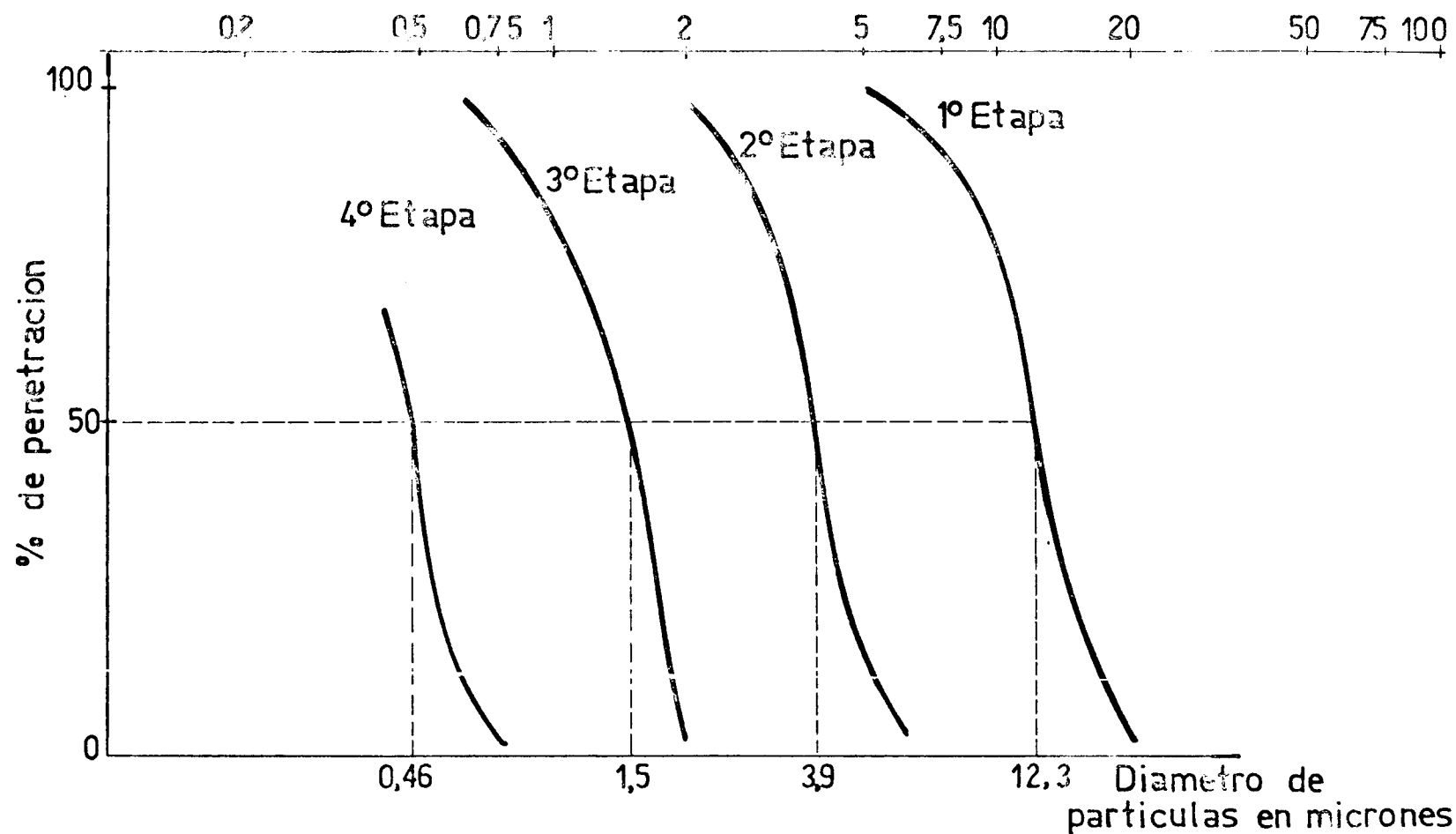
ESQUEMA DEL RECINTO DE
CONTAMINACION Y
CONEXIONES
AUXILIARES

FIGURA 3

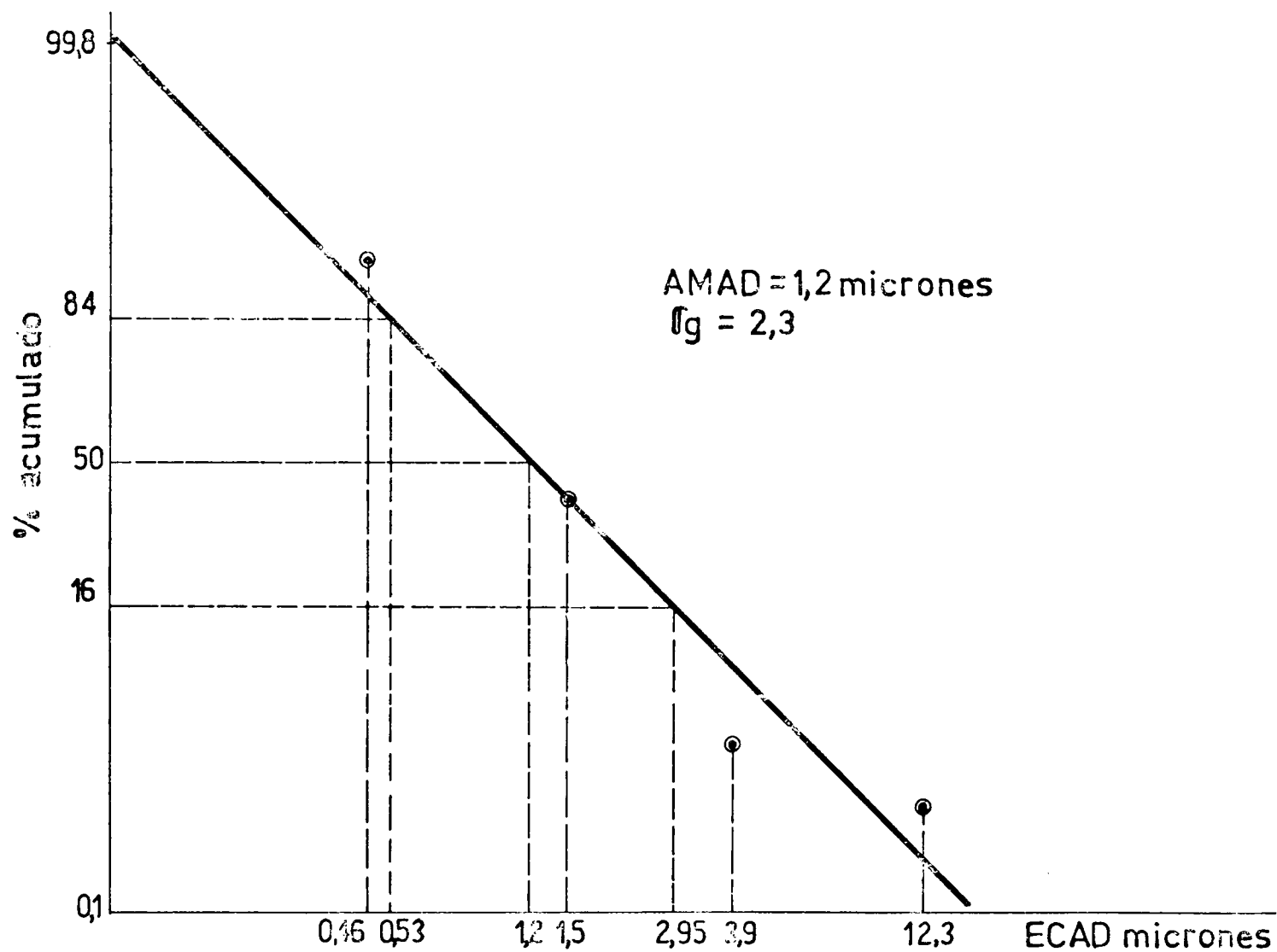


ESQUEMA DE UN IMPACTADOR
CASELLA

FIGURA 4



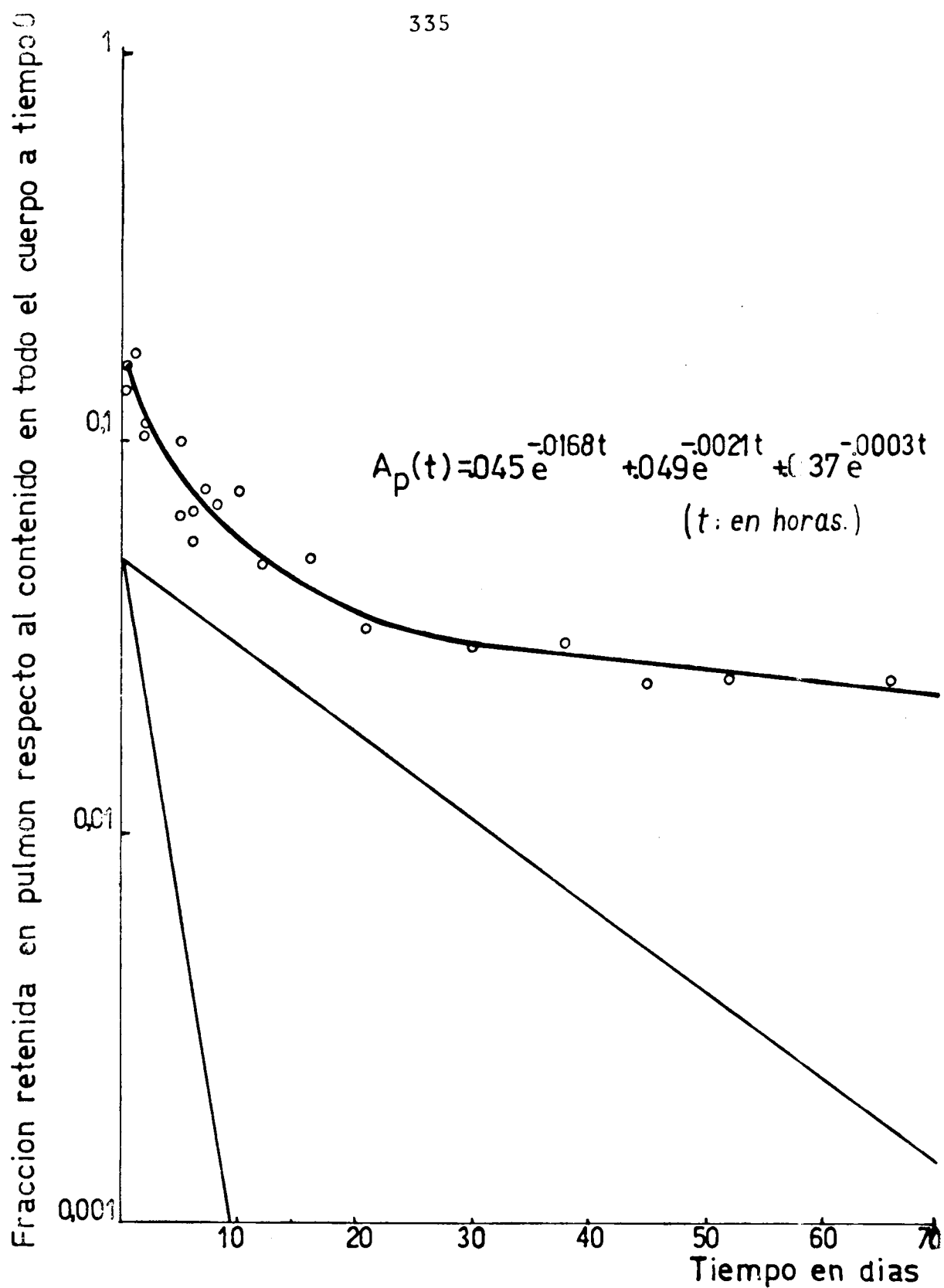
CURVAS DE CALIBRACION PARA EL IMPACTADOR CASELLA OBTENIDAS PARA PARTICULAS DE DENSIDAD UNITARIA Y CON UN FLUJO DE $17,5 \text{ l/min}$



334

DETERMINACION DEL AMAD USANDO EL IMPACTADOR CASELLA

GRAFICO



¹⁴⁴Ce FRACCION RETENIDA EN PULMON EN
FUNCION DEL TIEMPO

GRAFICO 2