

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**



\* 5 3 0 9 8 4 2 7 6 7 \*  
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE

**VOLÚMENES PULMONARES ESTÁTICOS. SU MEDICIÓN  
POR MÉTODOS RADIOGRÁFICOS.**



ARCHIVO

**TESIS DOCTORAL**

**TEODORO GUTIÉRREZ JIMÉNEZ**

**1998**

**INFORME DEL DIRECTOR DE LA TESIS**

D. CARLOS PÉREZ DE OTEYZA, PROFESOR TITULAR (COMO DIRECTOR) Y D. AGUSTÍN HERRERA DE LA ROSA, PROFESOR ASOCIADO (COMO CODIRECTOR), AMBOS DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA DE LA UCM.

INFORMAN: Que el presente trabajo de investigación clínica, titulado: "VOLÚMENES ESTÁTICOS PULMONARES. SU MEDICIÓN POR MÉTODOS RADIOGRÁFICOS", ha sido realizado por D. Teodoro Gutiérrez Jiménez bajo nuestra dirección en el Servicio de Neumología del H. M. Gómez Ulla y que consideramos reúne los requisitos metodológicos exigibles a una tesis doctoral, por lo cual autorizamos su presentación ante el Departamento de Medicina de la UCM para optar al grado de Doctor.

Vº Bº  
EL TUTOR (2) *Co-Director*

El Director de la Tesis

*31-Marzo 98*  
Fdo.: *A. Herrera de la Rosa*  
(Fecha y firma)

*31-Marzo-98*  
Fdo.: *C. Pérez de Oteyza*  
(Fecha y firma)

DNI

DNI *51042824*

**INFORME DEL CONSEJO DE DEPARTAMENTO**

D. EDUARDO DÍAZ-RUBIO, CATEDRÁTICO Y DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO DE MEDICINA DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UCM

INFORMA: Que una vez examinado el Trabajo presentado por D. TEODORO GUTIÉRREZ JIMÉNEZ, titulado: "VOLÚMENES PULMONARES ESTÁTICOS. SU MEDICIÓN POR MÉTODOS RADIOGRÁFICOS", dirigido por D. Carlos Pérez de Oteyza y D. Agustín Herrera de la Rosa, este Departamento da su conformidad para que dicho trabajo sea leído y defendido en público con vistas a su aprobación como Tesis Doctoral.

Fecha reunión  
Consejo Departamento

El Director del Departamento

**15 ABR. 1998**

*E. Ulla*

Fdo.: \_\_\_\_\_  
(Fecha y firma)

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE MEDICINA**

**Título: VOLÚMENES ESTÁTICOS PULMONARES. SU MEDICIÓN POR  
MÉTODOS RADIOGRÁFICOS.**

**Autor: Teodoro Gutiérrez Jiménez.**

**Codirector: Dr. D. Agustín Herrera de la Rosa.**

**Director: Prof. Dr. D. Carlos Pérez de Oteyza.**

**Ámbito: HOSPITAL MILITAR CENTRAL UNIVERSITARIO "GÓMEZ - U  
ULLA" MADRID.**

**“Nadie cometió mayor error que el que no hizo nada pensando que solo podía hacer un poco”. (Edmund Burke)**

**A mi esposa María del Carmen y a mis  
hijos Alberto, María y Javier.**

## **AGRADECIMIENTOS**

Por su colaboración desinteresada:

Del Servicio de Radiología: Al **Dr. D Juan Carlos Hernández Navarro**. A los técnicos de radiología **D. Jorge Pérez Balmaseda** y **D. Gregorio Piqueras Martínez**.

De la Sección de exploración funcional respiratoria del Servicio de Neumología a la **D E Dñ ª María Dolores Moronta**.

Al Arquitecto **D. Carlos Martínez Arraras**, que me facilitó el Planímetro.

A **D. Manuel Millás**, técnico de la casa Posch - Millás que diseñó el Inspirómetro, utilizado para esta tesis doctoral.

Al delineante **D. Alfredo García Merino**, de la oficina técnica de mantenimiento del HMCU "Gómez - Ulla".

Al **Dr. D. Francisco Hervás Maldonado**, Jefe del Servicio de Microbiología, que me ayudó en el estudio estadístico.

Al Codirector **Dr. D. Agustín Herrera de la Rosa**, Jefe del Servicio de Neumología, que me inició y asesoró en este tema.

Al Director de la Tesis **Prof. Dr. D. Carlos Pérez de Oteyza** que, con su gesto amable, me animó y soportó mis vacilaciones.

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**VOLÚMENES ESTÁTICOS PULMONARES. SU MEDICIÓN  
POR MÉTODOS RADIOGRÁFICOS.**

**TESIS DOCTORAL**

**TEODORO GUTIÉRREZ JIMÉNEZ**

Madrid a 12 de Abril de 1998

## **INDICE**

**1. - INTRODUCCIÓN.**

**2. - HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.**

**3. - MATERIAL Y MÉTODOS.**

**4. - RESULTADOS.**

**5. - DISCUSIÓN.**

**6. - CONCLUSIONES.**

**7. - BIBLIOGRAFÍA.**

**8. - RESUMEN**

# **INTRODUCCIÓN**

## **I – INTRODUCCIÓN.**

### **1.1 – Formulación del problema.**

1.1.1 – Definición de Volúmenes Pulmonares.

1.1.2 - Métodos de medición de los Volúmenes Pulmonares

1.1.3 - Justificación de su medición en clínica.

1.1.4 - Valores normales y límites de la normalidad.

1.1.5 - Crítica a las técnicas de medición de Volúmenes Pulmonares no movilizables.

1.1.6 – ¿Es válido el método radiográfico para medir volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable?

1.1.7 - ¿Tiene interés saber si los volúmenes pulmonares medidos por métodos radiográficos son correctos?

1.1.8 - ¿Ha sido estudiado el tema previamente?

1.1.9 - ¿Podemos realizar nosotros el estudio en nuestro medio?

**1.2 - Evolución cronológica de la medición de los volúmenes pulmonares por métodos radiográficos.**

**1.3 - Posible solución.**

## I – INTRODUCCIÓN.

### 1.1 – Formulación del Problema.

La medición del aire movilizable del pulmón se remonta a 1846, cuando Huchinson<sup>1</sup> describe las subdivisiones del volumen máximo pulmonar. (Fig.1b)

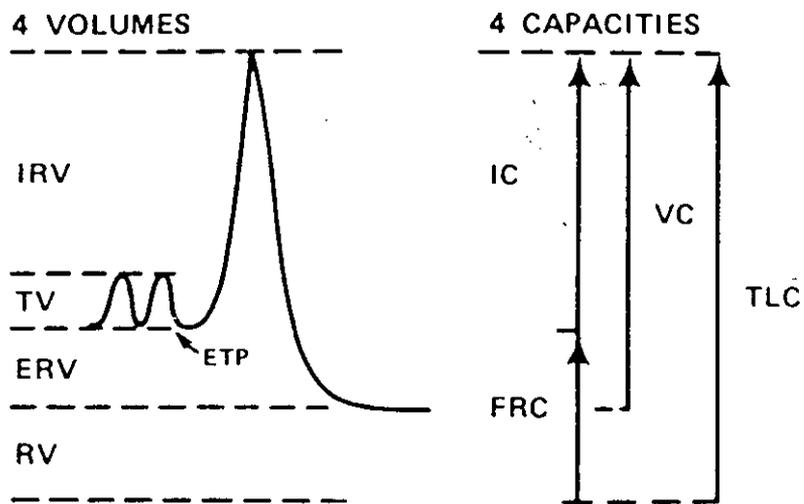


Fig. 1a

Fig.1b

Fig. 1 (a y b). Volúmenes y capacidades pulmonares. (Tomado de Tisi GM: Pulmonary Physiology in Clinical Medicine, ed 2, p 64. 1983). **IRV** (Volumen de Reserva Inspiratorio). **TV** (Volumen Corriente). **ERV** (Volumen de Reserva Espiratorio). **RV** (Volumen Residual). **IC** (Capacidad Inspiratoria). **FRC** (Capacidad Residual Funcional). **VC** (Capacidad Vital). **TLC** (Capacidad Pulmonar Total).

Esta medición empieza a tener aplicación real en la clínica, un siglo después, como dijeron Tiffeneau y Pinelli<sup>2</sup> en 1948 al estudiarla en función tiempo(Fg1a). Todos los volúmenes pulmonares movilizables se miden mediante la espirometría, sin embargo la **cuantificación de los volúmenes pulmonares no movilizables** requiere otras técnicas de medición más complejas como son: Los métodos de dilución de gases, el método pletismográfico y los métodos radiográficos. Con los ellos podremos medir o calcular:

- 1- El Volumen Residual. (  $RV = TLC - VC$  ).
- 2- La Capacidad Residual Funcional. (  $FRC = RV + ERV$  ).
- 3- La Capacidad Pulmonar Total. (  $TLC = RV + ERV + TV + IRV$  ).

### 1.1.1 Los volúmenes pulmonares estáticos y su representación gráfica. ( Fig. 2)

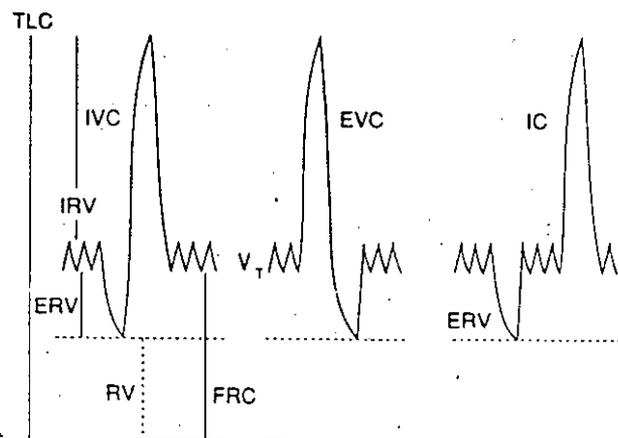


Fig. 2. Representación esquemática de los volúmenes pulmonares estáticos y de las capacidades. Tomado de PhH. Quanjer.

1 – El Volumen Residual (**RV**): Es el único no movilizable. Se define como el aire que queda en el pulmón cuando se ha alcanzado una espiración máxima.

Tiene su origen en el hecho de que el pulmón es más colapsable que la caja torácica y cuando esta alcanza su nivel de máxima espiración, el pulmón aún podría vaciarse más, pero para ello es necesario romper la solución de continuidad existente entre el pulmón y la caja torácica, como sucede cuando se abre el tórax.

2 - La Capacidad Residual Funcional (**FRC**): Es el aire que queda en el pulmón al final de una espiración normal. Es pues la suma del volumen residual y del volumen de reserva respiratorio.

3 –La Capacidad Pulmonar Total (**TLC**): Es la cantidad de aire contenida dentro del tórax tras una inspiración forzada máxima. Es la suma del volumen residual y de la capacidad vital.

### 1.1.2 Métodos de medición de los Volúmenes Pulmonares.

Para la obtención de estos volúmenes se requieren técnicas especiales, capaces de medir el volumen residual, lógicamente sin romper la solución de continuidad pulmón – tórax. Los métodos más usados son:

#### A – Los Métodos de Dilución de gases:

- Mediante respiración múltiple

\* Dilución de Helio en circuito cerrado (He c c)

\* Lavado de Nitrógeno en circuito cerrado.

- Mediante respiración única por dilución de helio.

#### B – La Pletismografía Corporal.

#### C - Los Métodos Radiográficos.

La utilidad clínica de los volúmenes pulmonares estáticos movilizables y dinámicos obtenidos de la espirometría simple o de la curva flujo - volumen es reconocida por todos los autores. La escasa complejidad de la técnica y el bajo costo y mantenimiento de los espirómetros hace posible su adquisición y uso en todos los niveles de la sanidad, desde centros hospitalarios hasta los ambulatorios y consultas. ( Fig. 3 ).

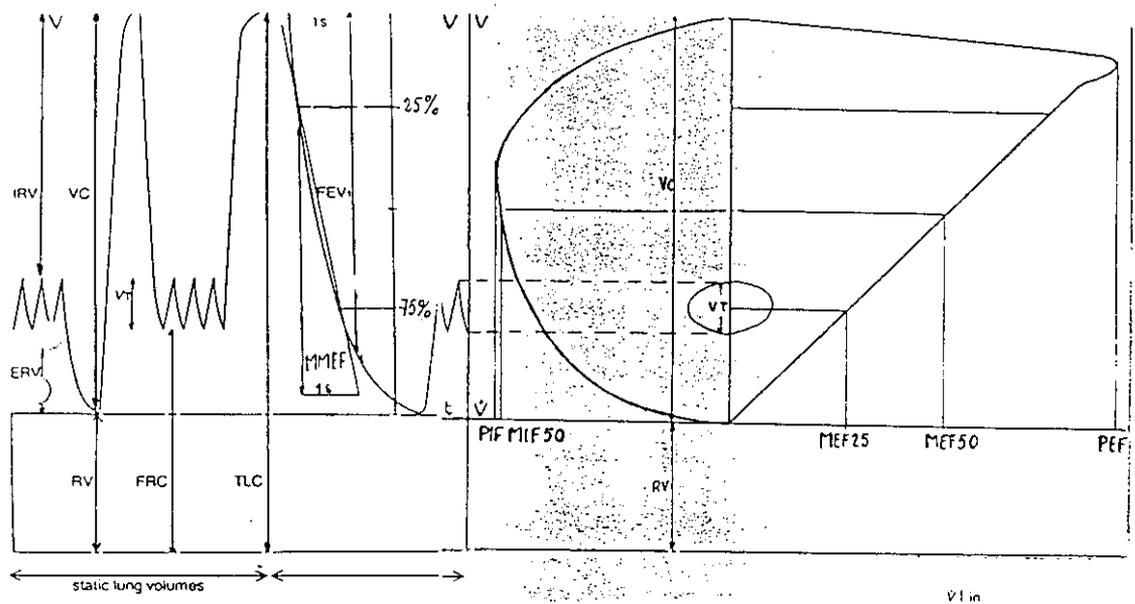


Fig. 3. Espirometría y Curva Flujo - Volumen.

No ocurre lo mismo con la obtención y el uso clínico de las mediciones de los volúmenes pulmonares que contienen aire no movilizable. Estos siguen estando **reservados** para las Secciones de Exploración Funcional Respiratoria de los Servicios de Neumología de algunos grandes centros hospitalarios y por lo tanto para algunos médicos exclusivamente; Esto sigue ocurriendo, a nuestro entender porque la obtención de los valores de los Volúmenes Pulmonares no movilizables, requiere un equipamiento mucho más costoso tanto de adquisición como de mantenimiento. También se precisa un espacio más amplio para su ubicación y la realización de la prueba es mas compleja.

**Las dificultades descritas** para la obtención de los volúmenes pulmonares no movilizables hacen que **se prescindan de ellos** a la hora de la valoración funcional de los pacientes neumológicos y que se desconozca su utilidad a nivel general.

De todos es sabido que con la Espirometría simple o con la Curva flujo - volumen, sólo, no podemos clasificar bien desde el punto de vista funcional a todos los pacientes neumológicos.

Una buena alternativa para la obtención de los volúmenes pulmonares estáticos **con aire no movilizable** son los **Métodos Radiográficos**<sup>3</sup>, pues el material que se precisa (Una **Radiografía** de tórax póstero - anterior y lateral y un **Espirómetro** ) y la escasa complejidad de la técnica permiten generalizar su uso a cualquier nivel de la asistencia a pacientes neumológicos.

### 1.1.3 – Justificación de su medición en clínica.

1.1.3.1 –La utilidad clínica<sup>4</sup> de la medición de los volúmenes pulmonares no movilizables la podemos resumir globalmente en estos tres apartados:

- a- Para confirmar o valorar el grado de severidad del diagnóstico de sospecha realizado por espirometría.
- b- En casos de diagnósticos no aclarados por la espirometría como puede ser el caso de las enfermedades restrictivas.
- c- Para adelantarse en el tiempo con modificaciones en el volumen residual en algunas enfermedades cuando los valores de la espirometría aún son normales.

1.1.3.2 – Los mecanismos fisiológicos por los que los volúmenes pulmonares absolutos se pueden modificar<sup>5</sup> son los siguientes:

La Capacidad pulmonar total (**TLC**) se puede modificar por afectación de los músculos inspiratorios, así como por las modificaciones del retroceso elástico del pulmón y de la pared torácica, y por los cambios en el tamaño de los pulmones y del tórax.

La Capacidad residual funcional (**FRC**) refleja el balance entre el retroceso elástico del pulmón y la pared torácica. Se modifica también por los cambios estructurales en el tamaño del tórax y de los pulmones así como por el aire atrapado.

El Volumen residual (**RV**) está determinado por la fuerza de los músculos respiratorios, por el retroceso de la pared torácica, el retroceso elástico pulmonar, el atrapamiento aéreo y el cierre de la vía aérea.

1.1.3.3 – **Indicaciones** de la medición de los volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable.

Las indicaciones de la medición de los volúmenes pulmonares no movilizables son muy amplias, pues abarcan desde personas con función ventilatoria normal, hasta pacientes con trastorno ventilatorio restrictivo, mixto, u obstructivo. Seguiremos este orden para la descripción de dichas indicaciones

**A** - En personas con función **ventilatoria normal**, la medición de los volúmenes pulmonares estáticos sirve para la detección precoz de la enfermedad o afectación de la vía aérea.

En pacientes **fumadores**, de mediana edad, sin enfermedad pulmonar establecida<sup>6</sup>, que presentan un mayor incremento en el Volumen Residual (**RV**) y Capacidad pulmonar total(**TLC**), que reducción del volumen espiratorio forzado en el primer segundo(**FEV<sub>1</sub>**) obtenido por espirometría.

También puede observarse un ligero aumento del RV como anomalía funcional más frecuente en pacientes jóvenes tras un episodio de **Neumotórax espontáneo idiopático**<sup>7</sup> en los cuales el examen por scanner torácico sugiere áreas de enfisema en lóbulos superiores<sup>8</sup>

En mujeres de mediana edad con **deficiencia heterocigótica de  $\alpha_1$ -antitripsina** y riesgo de desarrollar con el tiempo una enfermedad pulmonar

obstructiva crónica, en las cuales cuando aún son normales el FEV<sub>1</sub> y el FEV<sub>1</sub>/VC, ya presentan un aumento del volumen residual.<sup>9</sup>

**B** - En pacientes con enfermedades que originan trastorno ventilatorio de tipo **Restrictivo**.

La restricción pulmonar es un diagnóstico espirométrico. Es la principal indicación de medición de volúmenes pulmonares estáticos. La sospecha de enfermedad restrictiva se hace por la presencia de una capacidad vital (VC) baja y de unos flujos normales o altos. La existencia de la restricción se comprobará por la disminución de la capacidad pulmonar total (TLC).

- Hay pacientes con problemas de **pared** torácica, como fibrotórax o alteraciones óseas, o con enfermedades con afectación del **parénquima** pulmonar (como ocurre en ciertos estadios de la sarcoidosis, en la insuficiencia cardíaca congestiva o en ciertas infecciones pulmonares) en los cuales aún se mantienen normales los valores de la espirometría, encontrándose como única anomalía funcional el descenso<sup>10</sup> del volumen residual (RV).

- También es útil la medición del RV en pacientes fumadores que padecen una enfermedad del **intersticio** pulmonar, como la fibrosis pulmonar idiopática, en los cuales el RV es más alto.<sup>11</sup>

- En personas con **obesidad** mórbida la FRC y el RV están marcadamente reducidos cuando la VC y el FEV<sub>1</sub> aún están dentro de los valores de la normalidad<sup>12</sup>. Una reducción de la FRC, sólo, también se produce cuando hay un aumento del contenido abdominal (ascitis, embarazo).

- En otras circunstancias la FRC y el RV son normales, mientras la VC y la TLC están severamente reducidas, como ocurre tras la **corrección quirúrgica del tórax en embudo**.<sup>13</sup>

Estos ejemplos ilustran las complejas interacciones entre el pulmón y la pared torácica<sup>14</sup> y subrayan la necesidad de disponer de volúmenes pulmonares con aire no movilizable junto con la espirometría para valorar correctamente a los enfermos neumológicos.

Ante la sospecha de enfermedad restrictiva, el cálculo de los volúmenes pulmonares servirá para:

- 1- Confirmar el diagnóstico de enfermedad restrictiva
- 2- Establecer la situación basal del proceso y poder cuantificar su mejoría.
- 3- Seguir la evolución del curso de la enfermedad y ver la respuesta terapéutica.
- 4 – Sugerir el tipo fisiológico de enfermedad restrictiva en función de los volúmenes pulmonares.

Se habla de restricción cuando la TLC está disminuida. Lo habitual es que también esté disminuido el RV, aunque no siempre ocurre, como es el caso de las enfermedades Neuromusculares o enfermedades de la Caja Torácica ( Espondilitis anquilopoyética) que aún siendo enfermedades con un patrón ventilatorio restrictivo, cursan con un RV umentado.( Tabla - I ).

Patrones típicos en Enfermedades Pulmonares RESTRICTIVAS con cambios en los Volúmenes Pulmonares.

<b>Enfermedad</b>	<b>VC</b>	<b>TLC</b>	<b>FRC</b>	<b>RV</b>
<b>Enf. Alveolares</b>	Dism.	Dism.	Dism.	Dism.
<b>Enf. Intersticiales (↓Compliance)</b>	Dism.	Dism.	Lig.Dism.	N/Lig.Dis
<b>Enf. Neuromuscular</b>	Dism.	Dism.	N	<b>Aument.</b>
<b>Caja torácica</b>				
<b>Cifoescoliosis</b>	Dism.	Dism.	N	Lig.Dism.
<b>Espondilitis Anquilop.</b>	Dism.	Dism.	Aument.	<b>Aument.</b>
<b>Enf. Pleural</b>	Dism.	Dism.	Dism.	Dism.
<b>Enf. Vascular. Pulmonar.</b>	N/Dism.	N/Dism.	N/Dism	N/Dism

Tabla - I. Volúmenes pulmonares en Enfermedades restrictivas. Tomado de Ries AL, Clausen JL: Lung Volumes. In Wilson AF (ef): Pulmonary Function Testing Indications and Interpretations. Orlando, Grune & Straton 1985 P.

C – En pacientes con alteración ventilatoria obstructiva y restrictiva, es decir de tipo mixto – VC baja y Flujos bajos –se necesita la medición de volúmenes pulmonares para confirmarlo. Es necesaria la reducción de la TLC y del FEV<sub>1</sub>/VC para diagnosticar un defecto ventilatorio mixto.

No obstante hay pacientes con limitación del flujo aéreo y enfisema en los que se asocia un patrón ventilatorio restrictivo como ocurre cuando se realiza una

lobectomía<sup>15</sup> o en una alveolitis fibrosante criptogénica<sup>16</sup> en los que la TLC es poco sensible para etiquetarlos de trastorno ventilatorio mixto. Algo parecido ocurre en algunos casos de fibrosis quística, que cursando con afectación de la vía aérea, presentan a veces temporalmente disminución<sup>17</sup> de la TLC, posiblemente debida a atelectasias parciales. También se aprecia en la enfermedad de pequeña vía aérea<sup>18</sup> que, a pesar de tratarse de un proceso obstructivo, cursa con una Capacidad Pulmo – nar Total (TLC) normal, pero con un Volumen Residual (RV) alto. El mantenimiento de una TLC normal es a costa de una Capacidad Vital (VC) reducida, con un descenso proporcional del VEMS.

#### **D - En pacientes con enfermedades pulmonares Obstructivas.**

La obstrucción es un diagnóstico clínico que se confirma con espirometría. Las enfermedades más comunes que cursan con disminución de los flujos espiratorios son: El Asma, la Bronquitis y el Enfisema.

En las tres están aumentados el RV y la FRC. El volumen residual aumenta en función del cierre de las vías aéreas; La elevación de la FRC puede ser debida al aumento del tono de los músculos inspiratorios y disminución del retroceso elástico pulmonar. La TLC aumenta por disminución retroceso elástico pulmonar (Enfisema), por aumento de la fuerza de los músculos inspiratorios y por posibles cambios del retroceso elástico pared. (Fig. 4).

## VOLÚMENES ESTÁTICOS

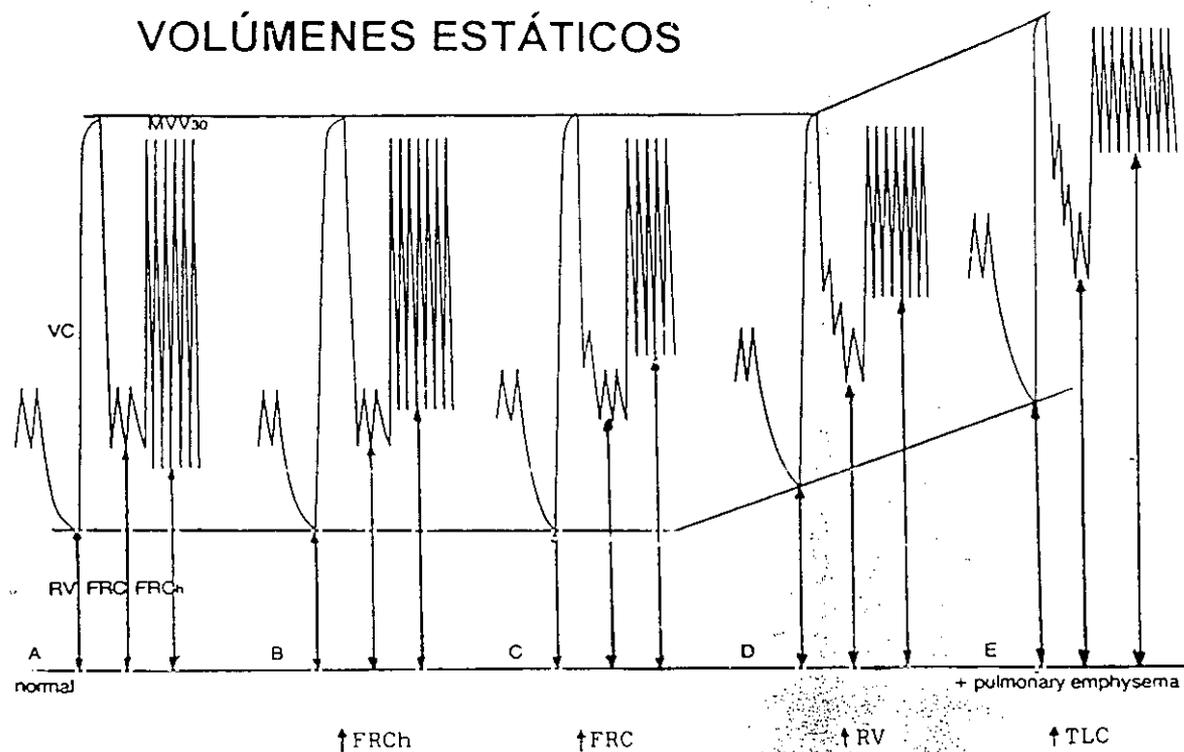


Fig. 4. Volúmenes pulmonares estáticos en pacientes con función ventilatoria normal y con enfisema.

En muchos pacientes con enfermedad obstructiva, el RV y la FRC se elevan en proporción al grado de obstrucción; sin embargo en casos moderados de obstrucción sólo se eleva el RV.

**Indicaciones de medición de los volúmenes pulmonares en los pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva:**

- 1 – Para diferenciar los tipos de enfermedad obstructiva.
- 2 – Para fijar la severidad de las enfermedades.
- 3 – Para fijar el curso clínico y la respuesta al tratamiento.
- 4 – Para la detección de enfermedades de vía aérea pequeña.
- 5 – Para la detección del espacio aéreo no comunicante.

Desarrollo de estos cinco puntos.

1.- Diferenciar los tipos de enfermedad obstructiva.

El diagnóstico del tipo específico de enfermedad obstructiva requiere otros criterios que la sola medición de la TLC, como pueden ser la valoración de la producción de esputo para la bronquitis crónica, la hiperreactividad bronquial para el asma y la medición de la transferencia de CO ( DLCO ) como hallazgo patológico para el enfisema .

2.- Fijación de la severidad de la enfermedad obstructiva.

Debido a que la FRC y la TLC representan respuesta a la limitación al flujo y que los músculos inspiratorios trabajan peor a volúmenes altos, se podría utilizar la FRC y la TLC para fijar la severidad de la enfermedad obstructiva. Sin embargo parámetros de la espirometría simple, tales como el FEV<sub>1</sub> pueden ser mejores predictores de expectativas de vida<sup>19</sup>, riesgo operatorio y tolerancia al ejercicio.

3.- Para fijar el curso clínico y la respuesta al tratamiento.

La medición seriada de los volúmenes pulmonares puede servir también para el seguimiento del curso de la enfermedad y evaluación de la respuesta al tratamiento.

Esto es particularmente útil para confirmar las modificaciones en la espirometría, por medio de la disminución de la TLC cuando se ha asociado una enfermedad restrictiva o incremento de la TLC, cuando se ha asociado una enfermedad obstructiva. La variabilidad de las mediciones seriadas de los volúmenes pulmonares puede ser mayor en pacientes con enfermedad obstructiva que en sujetos

normales o pacientes con enfermedad restrictiva.<sup>20</sup> La valoración de las pruebas broncodilatadoras por medio de la medición de la TLC no aumenta la sensibilidad de los parámetros de la espirometría.

Al valorar el papel de los volúmenes pulmonares estáticos en relación con los broncodilatadores Ramsdell<sup>21</sup> describe dos grupos de pacientes:

Un grupo solo Volumen - Respondedores ( no flujo - respondedores) tras la administración de un broncodilatador y que coincide con los pacientes de mayor edad, con mas obstrucción medida tanto en espiración forzada como en resistencias y mas atrapamiento aéreo(  $VR/TLC \uparrow$ ). Mientras que los **Flujo – Respondedores** tenían menor edad, menor obstrucción de la vía aérea y menor atrapamiento aéreo.

4 – Uso de los volúmenes pulmonares para la detección precoz de la enfermedad de vías aéreas

Como ya se expuso antes, uno de los parámetros que es anormal en algunos pacientes en fases tempranas de la enfermedad de las vías aéreas es el  $RV^9$ .

5 – Para detectar el espacio aéreo no comunicante.

La **diferencia** entre el volumen de aire comunicante medido por dilución de gases y el medido por pletismografía es el volumen de aire no comunicante.<sup>5</sup>

En sujetos normales este volumen es despreciable. Este volumen depende de la edad; aproximadamente es de 100 ml a los 30 años y de 300 ml a los 70 años. La utilidad clínica de este cálculo es limitada, pues cuando se detecta, ya está diagnosticada la enfermedad por espirometría.

#### 1.1.4 - Valores normales de los volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable y límites de la normalidad.

Hay diferencias considerables en los distintos estudios publicados a la hora de considerar los valores predictivos normales de los volúmenes pulmonares absolutos.

Como dice Andrew Ríes, al comparar los estudios<sup>22, 23, 24 y 25</sup> mas usados para la predicción de volúmenes pulmonares, vemos que para un hombre de 60 años, de 178 cm de altura, 73 kg. de peso y una superficie corporal de 1.9 m<sup>2</sup>, el rango oscila:

Para el RV (l) de 1,82 litros<sup>22</sup> a 2,69 litros<sup>25</sup>

Para la FRC (l) de 2,76 litros<sup>22</sup> a 3,98 litros<sup>23</sup>

Para la TLC (l) de 6,58 litros<sup>22</sup> a 9,25 litros<sup>25</sup>

Estas discrepancias acentúan la necesidad de que cada laboratorio tenga sus valores de referencia, testando a un grupo de sujetos normales, confirmando que los valores predictivos son apropiados para la población de pacientes de cada laboratorio. Como los límites por arriba y por debajo de los valores predictivos normales tienen unas diferencias considerables, lo mejor será usar los límites definidos por el estudio particular seleccionado por nosotros.

Por conveniencia muchos laboratorios definen como límites normales los porcentajes fijados de los valores predichos, aunque un porcentaje fijado puede no definir la distribución verdadera de las medidas en una población normal.

Las recomendaciones típicas para los límites normales de los porcentajes de los valores predichos son las siguientes:

Para el RV de 65 a 135 %

Para la FRC de 65 a 135 %

Para la TLC de 80 a 120 %

Viljanen et al <sup>26</sup>, observaron un límite de confianza:

Para el RV 60 - 120 % en hombres y 65 - 155 % en mujeres.

Para la TLC 95 % en hombres y 80 - 125 % en mujeres

Crapo et al <sup>27</sup> concluyeron que era mas apropiado usar un valor sencillo para el 95 % de intervalo de confianza ( por ejemplo  $\pm$  1,077 litros para la TLC en mujeres y  $\pm$  0,760 litros para el RV en hombres) y advirtieron que en la población que ellos estudiaron el uso de los límites de la normalidad definido por los valores simples expresados como porcentajes del predicho ( por ejemplo  $\pm$  20 % para a TLC ) no es válido.

El método usado habitualmente en la clínica para clasificar los volúmenes pulmonares<sup>28</sup> considera que hay **restricción** si la TLC es **menor del 80 %** y hay **hiperinflación** si la TLC es **superior al 120 %**, siendo normal la TLC si se encuentra entre el 80 y el 120 %.

Las pequeñas discordancias entre los distintos criterios de normalidad de los volúmenes pulmonares apenas tienen repercusión práctica. A esta conclusión llega Diez <sup>29</sup> al comparar los criterios de normalidad de los volúmenes pulmonares obtenidos en forma de **porcentajes** de Grippi con los obtenidos en **percentiles** de la American Respirator Society <sup>30</sup> y de la European Respiratory Society.

El método de clasificación que sigue la normativa propuesta por las Sociedades Neumológicas Americana y Europea, supone que hay **Restricción** si la TLC es inferior al percentil 5 ( $P_5$ ), e **Hiperinsuflación** si la TLC es mayor que el percentil 95 ( $P_{95}$ ), y que la TLC es normal si está entre  $P_5$  y  $P_{95}$ .

Ecuación de regresión para volúmenes pulmonares, en adultos entre 18 y 70 años. ( Standardized Lung Function Testing. 1993 ). ( Tabla - II )

(Tabla II)

Variable   Unidad   Ecuación Regresión   RSD   1,64 x RSD

**HOMBRES**

TLC	litros	$7.99H - 7.08$	0.70	1.15
RV	litros	$1.31H + 0.022 A - 1.23$	0.41	0.67
FRC	litros	$2.34H + 0.009 A - 1.09$	0.6	0.99

**MUJERES**

TLC	litros	$6.60H - 5.79$	0.60	0.99
RV	litros	$1.81 H + 0.016 A - 2.00$	0.35	0.58
FRC	litros	$2.24 H + 0.001 A - 1.00$	0.50	0.82

H = altura en metros. A = edad en años. RSD = Desviación Estándar Residual.

La **ventaja** de la tabla es que permite precisar los límites de la normalidad al añadir y restar a la media  $1.64$  x la Desviación estándar ( SD ).

1.1.5 **Crítica a las técnicas de medición de Volúmenes Pulmonares estáticos con aire no movilizable.**

La medición de los Volúmenes pulmonares estáticos por los distintos métodos obtiene valores generalmente comparables<sup>31</sup> entre sí. No se puede desconocer que en ocasiones las diferencias de los valores obtenidos son más amplias de lo aceptable estadísticamente. En esos casos el error no siempre es achacable a una técnica defectuosa sino mas bien a que el método de medición elegido no es el adecuado.

¿Porqué puede existir **gran variabilidad** entre los valores de volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable medidos con los distintos métodos, incluso sobre un mismo paciente?.

1º - Porque los propios volúmenes son variables en los distintos pacientes.

Esto es así por:

Por el amplio rango de la variabilidad interindividual de la función pulmonar normal.

Por la combinación de mas de un mecanismo en cada paciente que están influyendo en la función pulmonar, como puede ser la ocupación intersticial tras una ocupación alveolar.

Por la asociación de procesos compensadores como la hiperinsuflación tras una resección.

Por las complicaciones secundarias, como atelectasias o neumonía, asociadas con debilidad de músculos respiratorios.

2- Por la dificultad en obtener los valores normales y los límites de la normalidad.

3° - Porque **no todos los métodos miden lo mismo.**

Como ya dijimos anteriormente, hay cuatro técnicas básicas para la medición de los volúmenes pulmonares, que incluyan el RV, y que son:

- El método de Dilución de Gases ( Helio y Nitrógeno).
- El método Pletismográfico.
- El método Radiográfico.

Aunque todas las técnicas que miden volúmenes pulmonares arrojan resultados comparables en personas sanas<sup>32, 33</sup> no ocurre lo mismo en pacientes con enfermedades pulmonares, en los cuales los valores obtenidos con distintos métodos pueden dar diferencias significativas, que hay que tener en cuenta a la hora de la interpretación de los resultados<sup>34, 35</sup> pues no se puede pasar por alto el método que se ha elegido.

- Los métodos de dilución de gases miden, “el volumen de aire que se comunica con la vía aérea “ y por tanto disponible por mezclarse con el gas inspirado

- El método pletismográfico, mide “el volumen de gas intratorácico esté o no en comunicación con la vía aérea”.

- Los métodos radiográficos miden “ el volumen intratorácico contenido dentro de los bordes de la caja torácica, diafragma y mediastino” sobre una radiografía de tórax. Teóricamente debe ser similar al pletismográfico. Sin embargo

en algunas ocasiones, como ocurre cuando no se cuida el grado de inspiración de la radiografía, las diferencias entre ambos métodos pueden llegar a exceder hasta el 25% en algunos pacientes, lo que limitaría su uso para aplicación general a pacientes individuales.<sup>36</sup>

En pacientes con obstrucción de la vía aérea o con enfermedad bullosa, los volúmenes pulmonares estáticos obtenidos por los métodos de dilución de gases estarán subestimados al compararlos con los obtenidos por métodos pletismográficos y radiográficos<sup>37</sup> y aún mas si el método de dilución elegido es el de la respiración única<sup>38</sup>(Single-breath).

Por el contrario en algunos pacientes con moderada - severa obstrucción de la vía aérea, los valores de volumen pulmonar obtenidos por método Pletismográfico, pueden estar sobreestimados<sup>39</sup>, debido a la compresión de la vía aérea superior que se estrecha durante el jadeo, resultando que la presión en boca no es equivalente a la presión alveolar, empeorando aún mas los resultados al jaderar a frecuencias mas altas<sup>40</sup>. También se puede incrementar el volumen pulmonar pletismográfico por el gas presente en el abdomen<sup>41</sup>

En pacientes con enfermedad intratorácica ocupante de espacio (Ejemplo: una neumonía, un derrame pleural o una fibrosis intersticial) en los que el aire es sustituido por tejido o líquido, el volumen pulmonar obtenido por el método Radiográfico puede ser mayor que el obtenido por el Pletismográfico o por los métodos de Dilución de gases<sup>42</sup>, ya que la sustracción de tejido pulmonar se calcula habitualmente en función del peso del paciente.

1.1.6 - ¿Es válido el Método Radiográfico para medir volúmenes pulmonares estáticos que abarcan el aire no movilizable?

Teniendo en cuenta las diferencias de los valores obtenidos al medir los volúmenes pulmonares estáticos bien sea, por el método elegido o por la propia variabilidad funcional interindividual (se acepta un coeficiente de variación de la Capacidad Residual Funcional (FRC) de un 10% de los valores obtenidos por los diferentes métodos<sup>43</sup> en una persona sana). Por otro lado solo los grandes centros hospitalarios disponen de secciones o gabinetes de exploración funcional respiratoria que incluya medición de volúmenes pulmonares por pletismografía y por técnicas de dilución de gases.

Ante la dificultad de disponer de un método, por un lado insustituible para la medición de volúmenes pulmonares estáticos y por otro lado fácilmente asequible a cualquier médico que trate pacientes neumológicos, cabría la siguiente reflexión: Dado que disponer de una radiografía postero-anterior y lateral de tórax y de un espirómetro, está al alcance de cualquier consulta, ambulatorio o centro médico de nuestro entorno y de cualquier parte del mundo y que la utilidad clínica de dichos volúmenes, como dijimos en su momento, es necesaria para la valoración funcional habitual de un enfermo neumológico ¿Los valores de los volúmenes pulmonares obtenidos por el Método Radiográfico son válidos desde el punto de vista estadístico?. Si es un método fiable ¿porqué no se ha generalizado su uso?. Los adelantos técnicos tanto en la digitalización de la imagen radiográfica como en la capacidad de incorporar a los aparatos de rayos X computadoras y lectores digitales de superficies radiográficas ¿permitirán algún día la medición de

alguno de estos volúmenes pulmonares estáticos y aparecer reflejado en una esquina de la radiografía de tórax con la misma rutina como lo hace la fecha o la identidad del paciente?

En la actualidad las mediciones de los volúmenes pulmonares por métodos radiográficos son especialmente útiles en varias circunstancias:

A - Cuando no se dispone de otros métodos, pero sí de una radiografía de tórax.

B - En casos donde se necesita de la medición de la TLC pero el enfermo encamado<sup>44</sup> no se puede desplazar al laboratorio, o bien cuando no puede utilizar el equipo para dichas mediciones como ocurre, por ejemplo, en pacientes traqueotomizados u operados de cirugía maxilo – facial.

Las mediciones realizadas con métodos radiográficos se han validado, bien por la medición del volumen del tórax o pulmones en piezas anatómicas o, bien por correlación con la medición pletismográfica.

Existen otros métodos de medición de volúmenes pulmonares como son por medio de la TAC - Torácica, tomografía de emisión de fotones o por resonancia magnética nuclear, pero no son objeto de esta tesis por lo que no se valorarán dichas técnicas y métodos.

1.1.7 - ¿Tiene interés saber si los valores de los volúmenes pulmonares medidos por **Métodos Radiográficos son correctos** ?.

Consideramos de gran interés saber que los valores de los volúmenes pulmonares obtenidos por los distintos métodos radiográficos son correctos, pues al compararlos con los medidos por métodos pletismográfico y de dilución de gases arrojan unas correlaciones muy buenas<sup>32</sup> con alta significación estadística.

Nos preguntamos, igual que Demedts<sup>45</sup>, qué método elegir para la medición de la Capacidad Pulmonar Total (TLC) radiográfica?.

El método radiográfico "elipsoidal"<sup>34</sup> basado en la división de la radiografía de tórax en elipsoides, quedó relegado por su inexactitud para aquellos casos de necesidad en los que no se disponía de otros métodos o el paciente no podía colaborar. Las modificaciones de Loyd<sup>46</sup> y el cuidado en obtener radiografías de tórax en inspiración completa, mejoraron la exactitud de dicho método.

La medición de las superficies radiográficas por un Planímetro<sup>47</sup> o por medio de procedimientos digitalizados<sup>48, 49 y 50</sup> (lapicero digital y computadora) mejoró en rapidez y comodidad, conservando la buena correlación con los métodos pletismográficos y de dilución de gases.

El interés por los métodos radiográficos se incrementa porque para obtener la TLC solo se precisa de una radiografía de tórax pósterio-anterior y lateral y para obtener el resto de los volúmenes estáticos nos bastaría con una espirometría. De esta forma el RV lo obtendríamos restando a la TLC la capacidad vital ( $RV = TLC - VC$ ). Sumando al RV el volumen de reserva espiratorio (ERV) obtendríamos la capacidad residual funcional ( $VR + ERV = FRC$ ).

### 1.1.8 - ¿Ha sido estudiado el tema previamente?

La medición de los volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable ha sido realizada a partir de la radiografía de tórax<sup>51</sup> utilizando dos métodos clásicos: El método **elipsoidal** de Barnhard<sup>3</sup>, modificado por Loyd y el método **planimétrico** de Prat, modificado por Harris<sup>33</sup>. Posteriormente se han descrito variantes del método planimétrico por medio de sistemas informatizados.

Todas estas técnicas sirven para medir la TLC. La exactitud de las medidas obtenidas, más que del método elegido, depende principalmente del cuidado que se ponga en que el paciente realice una inspiración completa al realizar la radiografía póstero-anterior y lateral de tórax y en la atención del técnico de rayos para realizar el disparo en el momento en el que el paciente ha llegado a capacidad pulmonar inspiratoria máxima.

Las mediciones de TLC realizadas sobre radiografías de tórax hechas de rutina siguiendo las instrucciones habituales de “llene el pecho de aire; no respire,... respire” infravaloran la realidad, cosa que no ocurre cuando se ha cuidado la realización de una inspiración máxima y a una distancia foco - placa de 185 cm.

Los métodos radiográficos son quizá algo menos exactos que los pletismográficos, pero **útiles** tanto para estudios epidemiológicos como para estudios clínicos<sup>36, 52</sup>. Además si se cuida que las radiografías estén hechas en inspiración máxima los valores de TLC son casi coincidentes con los obtenidos por Pletismografía corporal en personas sanas<sup>33, 35</sup> y se diferencian poco en pacientes con obstrucción de la vía aérea<sup>32, 53</sup>. También hay autores que, incluso en pacientes

restrictivos<sup>54</sup>, encuentran precisa y de utilidad la TLC medida por método radiográfico planimétrico, aunque para la European Respiratory Society se necesitan más estudios para afirmar la exactitud de dicha medición en pacientes con afectación del intersticio pulmonar y con afectación cardíaca<sup>5</sup>.

El método radiográfico no puede ser aplicado en personas con anomalías del tórax y de la columna vertebral<sup>5</sup> por la dificultad para realizar las mediciones y calcular los volúmenes.

**El método consiste** en calcular el volumen total de la caja torácica y restarle el volumen no gaseoso ( corazón, tejido pulmonar, volumen sanguíneo y volumen infradiafragmático ). El volumen restante corresponderá al volumen gaseoso pulmonar, es decir la TLC.

**La indicación de la medición** de la TLC por los métodos radiográficos será sobre todas las radiografías y especialmente cuando interese conocer los volúmenes pulmonares no movilizables.

### 1.1.9 - **¿Podemos realizar nosotros el estudio en nuestro medio?.**

El servicio de Neumología del Hospital Militar "Gómez-Ulla" dispone de una Sección de Exploración Funcional, dotada de equipos para medición de volúmenes pulmonares por métodos pletismográfico y de dilución de gases(He).

Disponemos además de un planímetro y de un programa de ordenador (Autocad) específico para mediciones de superficies. Contamos pues con el equipamiento necesario y con pacientes a los que se les solicitó la autorización voluntaria para dicho estudio. Se informó en su momento al Comité de Investigación del hospital, que dio su conformidad para la realización de dicho estudio.

**Por todo ello nos consideramos en condiciones de poder realizar el estudio en nuestro medio.**

Se tomó como método **patrón** con el cual comparar nuestras mediciones al método **Pletismográfico** corporal de DUBOIS, aceptado por su mayor exactitud al medir la totalidad del gas intratorácico<sup>34</sup> con aire no movilizable, aunque los estudios de Brown<sup>41</sup> en 1978 sugirieron que la obstrucción de la vía aérea puede condicionar la inexactitud de este método al medir volúmenes pulmonares en pacientes enfisematosos.

El método pletismográfico de Dubois inicia su andadura en 1956 siendo desarrollado mas tarde por Wortwitz en 1967, Van de Woestigne en 1967, Mathys en 1972, Leith en 1974 y Demetts en 1978.

## 1.2- Evolución cronológica de la medición de los volúmenes pulmonares por métodos radiográficos.

El desarrollo de los métodos de medición de los volúmenes pulmonares se inicia, como dice Cobb<sup>55</sup> en su repaso histórico de este tema, en 1918 cuando Lundsgaard y Van Slyke<sup>56</sup> sugirieron que el volumen pulmonar guardaría una relación estrecha con el tamaño exterior del tórax obtenido de la medición de sus tres diámetros.

Binger y Brow<sup>57</sup> en 1924 sugirieron que la capacidad pulmonar podría ser deducida del área de los campos pulmonares de una radiografía de tórax.

El primer esfuerzo concertado para determinar el volumen de gas del pulmón a partir de una radiografía de tórax fue publicado por Hurtado y Fray<sup>58</sup> en 1933. Ellos midieron el área del pulmón en la radiografía de tórax póstero – anterior con un “**planímetro**” y multiplicaron dicha área por el diámetro ántero – posterior del tórax, medido externamente.

Las correlaciones entre la capacidad pulmonar total y sus subdivisiones con las mediciones radiológicas y físicas fueron estudiadas, como describe Sanford Cobb, por Aslett, Hart y Mc Michael en 1939; Gilson y Hugh – Jones<sup>59</sup> en 1949 y Wade y Gilson en 1951.

Kovach<sup>60</sup> publicó en 1956 una forma diferente de aproximarse al problema de la medición de los volúmenes pulmonares. Utilizaba solo la radiografía póstero - anterior de tórax y consideraba al tórax como un “**paraboloide**” de revolución.

La distancia de la base al vértice pulmonar determinaba la altura del tórax. La forma final de la teórica figura geométrica dependía de la relación entre la altura

del tórax y la longitud de la línea base. En general, hay un volumen excesivo en la parte inferior del tórax mientras que en la parte superior el volumen es insuficiente. El balance entre estos dos efectos no está asegurado. Al volumen obtenido le restaba el volumen del corazón, diafragma y otras estructuras intratorácicas, obteniendo así el volumen pulmonar.

El examen de los cortes anatómicos del tórax permitió apreciar que cada pulmón es de forma elíptica excepto en la región del corazón. Si las radiografías de tórax fueran divididas en un gran número de finos cortes elípticos, se obtendría el volumen por integración. Este concepto es la base del método "elipsoidal" de **Barnhard**<sup>3</sup> en 1960. El método considera el tórax como una serie de cilindroides elípticos a los que se les calcula su volumen restando el volumen de las estructuras que no contienen aire.

En 1966 el método elipsoidal radiográfico fue modificado por **Loyd**<sup>46</sup> con sustituyendo dicha modificación en que ideó un nomograma para estimar el volumen sanguíneo pulmonar y el volumen tisular pulmonar, simplificando el método de cálculo. Mejoró las correlaciones de la TLC por métodos Pletismográfico y Radiológico en **50 pacientes** (  $r = 0,966$  ), frente a las correlaciones obtenidas por **Barnhard** (  $r = 0,870$  ) en 46 sanos y (  $r = 0,430$  ) en 16 enfisematosos.

En 1967 publica **Pratt**<sup>47</sup> el método planimétrico de medición de volúmenes pulmonares, que a diferencia de Hurtado y Fray sí tiene en cuenta la radiografía lateral. Encuentra una excelente correlación (  $r = 0,950$  ) al comparar los valores de los volúmenes pulmonares radiológicos obtenidos por planimetría con la TLC mecánica post - mortem.

En la medición Pratt excluye el corazón y el mediastino en la radiografía pósteros - anterior de tórax y lo incluye en la lateral. El límite posterior en la radiografía lateral estará en el borde posterior de los cuerpos vertebrales y no en el borde anterior de los arcos costales posteriores como ocurría en el método elipsoidal.

Posteriormente, en 1971, este método es modificado por Harris<sup>33</sup> y es considerado dicho método planimétrico como un sustituto aceptable de los métodos de gases inertes y pletismográficos<sup>61, 62</sup> aunque por no disponer del planímetro algunos hospitales prefieren el método radiográfico elipsoidal. Harris estudia a un grupo de 52 pacientes (20 enfisematosos, 14 neumoconiosis y 18 con varias enfermedades) midiendo la TLC por métodos Planimétrico (P), Pletismográfico (B) y Radiográfico elipsoidal (E) obteniendo un coeficiente de correlación de ( $r = 0,860$ ) al comparar P vs B; de ( $r = 0,932$ ) al comparar B vs E y de ( $r = 0,903$ ) al comparar E vs P.

Posteriormente aparecen nuevas formas de medición de la TLC que tratan de superar a los procedimientos clásicos manuales, como ocurre en 1974 en el que Paul<sup>50</sup> publica su trabajo sobre la medición de la TLC basado en el análisis computarizado de la imagen de la radiografía pósteros - anterior y lateral de tórax, encontrando un alto coeficiente de correlación ( $r = 0,972$ ) entre las mediciones obtenidas por el método manual y el computarizado.

En 1975 Glenn<sup>49</sup> desarrolla un método semiautomático radiográfico de medición de la TLC utilizando un transductor de posición y una pequeña computadora, logrando reducir el tiempo de cada medición desde aproximadamente 20

minutos a 1 minuto y obteniendo un coeficiente de correlación de ( $r = 0,987$ ) al comparar los valores de TLC obtenidos por el método Radiográfico elipsoidal de Loyd (RxE) y con los valores obtenidos por el método semiautomático en los 80 controles y 80 pacientes estudiados.

Este método semiautomático conlleva la realización de 11 tareas con el transductor que son: 1 - Trazar en la radiografía lateral la línea pleural desde el seno costodiafrágico posterior. 2 - Señalar el ápex del hemidiafragma más alto. 3 - Señalar un punto en el borde anterior del corazón. 4 - Señalar un punto en el borde posterior del corazón. 5 - Trazar la línea pleural en la radiografía pósterior - anterior de tórax desde el seno costodiafrágico derecho. 6 - Señalar el vértice del hemidiafragma izquierdo. 7 - Señalar el vértice del hemidiafragma derecho. 8 - Señalar la parte superior del borde cardiaco derecho. 9 - Señalar la parte mas baja del borde cardiaco derecho. 10- Señalar la parte más alta del borde cardiaco izquierdo. 11 - Señalar la parte mas baja del borde cardiaco izquierdo. Las señales captadas por el transductor son procesadas por la computadora obteniendo los valores de la TLC.

Algo parecido consigue **Barret**<sup>48</sup> en 1976, cuando partiendo del método radiográfico elipsoidal de Barnhard traza manualmente los márgenes del pulmón en la radiografía pósterior - anterior y lateral de tórax valiéndose de un lapicero sónico digitalizado adaptado a una computadora digital.

El lapicero emite un centelleo y pone en marcha simultáneamente un cronómetro. El tiempo requerido para que el sonido producido por el centelleo alcance la línea de coordenadas X e Y, sirve de señal para identificar la posición del lapicero.

Las respectivas coordenadas X e Y son leídas por la computadora y visualizadas por una terminal gráfica junto con sus correspondientes instrucciones y mensajes.

El constante flujo de coordenadas dentro de la computadora permite que el volumen torácico sea dividido en aproximadamente 500 porciones de 0,8 mm de espesor limitadas por cortes transversales en lugar de los 5 segmentos originales.

La computadora calcula el volumen del corazón, hemidiafragma, sangre y tejido pulmonar, la suma de los cuales es sustraída del volumen total torácico para obtener la TLC.

Estudia un grupo de 20 pacientes enfisematosos obteniendo un coeficiente de correlación de (  $r = 0,870$  ) al comparar la TLC medida por el método radiográfico computarizado con el Pletismográfico, mientras que la correlación en un grupo de 20 sanos es de (  $r = 0,850$  ).

Pierce<sup>63</sup> en 1979 y Bencowitz<sup>64</sup> en 1980 publicaron sus estudios de medición de volúmenes pulmonares a partir de una radiografía pósterio - anterior y lateral de tórax, calculando directamente la superficie radiográfica con sistemas computarizados.

El principio del método de Pierce se basa en calcular el volumen del tórax y, restando el volumen subfrénico, el volumen cardiaco y el volumen de la columna, obtener el volumen pulmonar. El método se realiza en cuatro pasos o etapas: 1 – Se trazan los límites del tórax, corazón, espina dorsal y diafragma en las Radiografías PA y lateral de tórax. El trazado se hace usando un sistema digital que alimenta las coordenadas X e Y de sucesivos puntos de cada contorno

dentro de una computadora. 2 – La computadora alinea y divide la radiografía PA y lateral por planos verticales en rebanadas ( 200 ) y determina el diámetro y el espesor de cada rebanada. 3 - Se calculan las áreas de estas rebanadas. 4 - Finalmente el volumen del conjunto de órganos se calcula sumando la información de todas las rebanadas y los resultados se presentan en gráficos y de forma digital.

Las correlaciones encontradas, en el estudio de volúmenes pulmonares realizado a 35 sujetos sanos, fueron de (  $r = 0,960$  ) entre el método radiográfico y el pletismográfico; de (  $r = 0,950$  ) entre el método radiográfico y el de dilución de helio y de (  $r = 0,970$  ) entre el pletismográfico y el de dilución de helio.

En 1979 también publicó **Ries**<sup>44</sup> los hallazgos obtenidos al medir los volúmenes pulmonares a 31 sujetos sanos a partir de una radiografía de tórax realizada al sujeto en decúbito supino, mediante un aparato de rayos portátil. La correlación de la TLC obtenida por el método planimétrico y el de dilución de gases fue altamente significativa (  $r = 0,960$  ).

En 1982 **Clausen**<sup>42</sup> realiza un estudio a 48 sujetos sanos a los cuales les mide la TLC por diversos métodos, comparando los valores obtenidos por pletismografía y por el método radiológico elipsoidal alcanzando una alta correlación (  $r = 0,930$  ). Es aún mejor la correlación existente al comparar los valores de TLC - pletismográfica y Planimétrica (  $r = 0,960$  ).

En su estudio hacen mención a los errores que se cometen con más frecuencia al hacer las mediciones por los métodos radiográficos y que son :

1 - Los relacionados con el grado máximo de inspiración y el tiempo de exposición radiográfica. 2 – Los relacionados con la medición de los bordes y áreas

pulmonares. 3 - La pequeña suma de imprecisiones inevitables, que van desde unos bordes no definidos claramente por baja exposición radiográfica o por anomalías radiográficamente densas en el parénquima pulmonar o en la pleura. 4 - También las pequeñas alteraciones en la distancia foco - placa pueden ser causa muy apreciable de errores debido a la magnificación de la imagen.

Recomienda Clausen el uso de los métodos radiográficos para estudios retrospectivos que disponían de test de función pulmonar, así como en estudios prospectivos cuando se requiere por el médico una radiografía de tórax, especialmente en traqueotomizados, deformidad de la boca, pacientes recién operados o ingresados en unidades de cuidados intensivos que precisan la medición de su TLC.

En 1980 se pregunta **Demedts**<sup>45</sup> ¿qué técnica utilizar para la medición de la Capacidad Pulmonar Total?. Varios factores pueden determinar la elección del método a seguir: el costo, la sencillez del método, la información adicional obtenida (especialmente el FEV<sub>1</sub> y la FVC ) así como la exactitud de la determinación.

En sus conclusiones apunta que el método Pletismográfico es el más conveniente para la medición de la FRC, TLC y RV; que el método de Dilución de Helio puede llegar a sustituir en algunas ocasiones al pletismográfico y que el método Radiográfico tiene la ventaja de la gran disponibilidad del equipamiento requerido.

En 1983 **Gutiérrez et al**<sup>32</sup> hicimos un estudio comparativo de la medición de los volúmenes pulmonares estáticos en **10** sujetos sanos y en **30** pacientes con

enfermedad pulmonar obstructiva crónica ( EPOC ) por métodos pletismográfico, radiográfico y de dilución de helio.

La correlación de la TLC en **sujetos sanos** entre los valores por Pletismo - grafía y método Radiográfico elipsoidal fue excelente (  $r = 0,940$  ) y buena al compararla con el método de Dilución de helio en circuito abierto (  $r = 0,840$  ).

En **pacientes con EPOC** la correlación entre la TLC - Pletismográfica y TLC - Rx elipsoidal fue de (  $r = 0,911$  ), mientras que no existía relación entre los valores de TLC - Pletismografía y TLC - Dilución de He en circuito abierto (  $r = 0,084$  ), realizado este último en la respiración única del test de difusión.

Las radiografías estaban hechas en inspiración máxima. Si no se tenía cuidado de que la radiografía se hiciese en inspiración máxima y que la distancia foco - placa fuese de 185 cm, la correlación TLC - Pletismográfica y TLC - Radiográfica en EPOC bajaba a (  $r = 0,667$  ). Llegamos a comprobar cómo incluso estas radiografías, no cuidadas al máximo en cuanto al grado de inspiración, dejaban en ocasiones de cumplir los criterios radiológicos de atrapamiento aéreo e hiperinsuflación de Thurlbeck y Simon<sup>65</sup> hallando diferencias tan evidentes como una distancia retroesternal de 2'7 cm y una altura del hemidiafragma derecho de 2'3 cm cuando la radiografía se hacía de forma rutinaria frente a 4'65 cm y 1'4 cm respectivamente medidos en radiografías realizadas en inspiración máxima. ( Figs. 5 y 6 ).

Fig. 5. Radiografías de tórax del mismo paciente, de rutina (a la izquierda) e inspirada (a la derecha). Valoración de la hiperinsuflación por la altura del hemidiafragma derecho ( 2'3 cm en Rx de rutina frente 1'4 cm en Rx inspirada.)

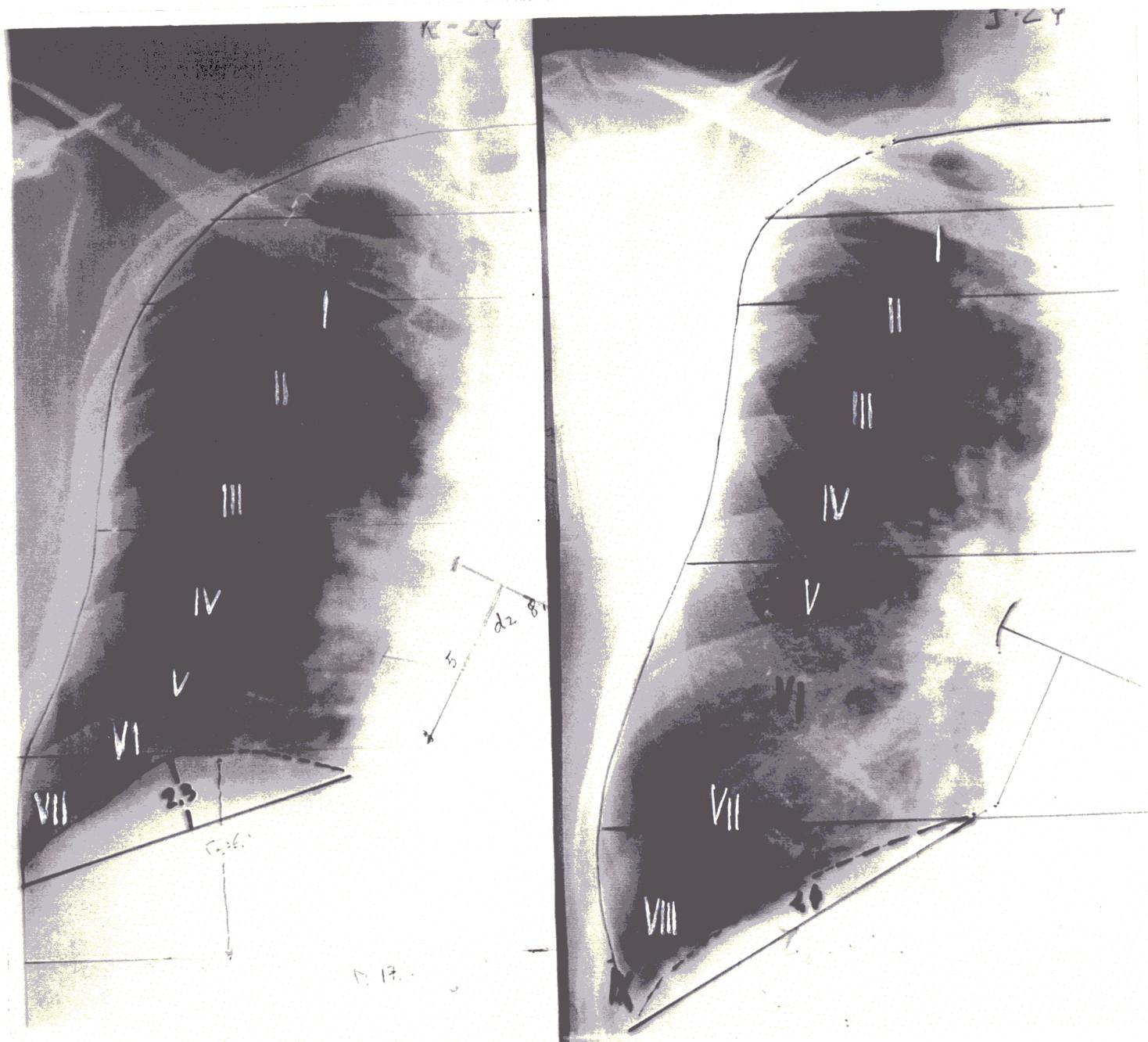
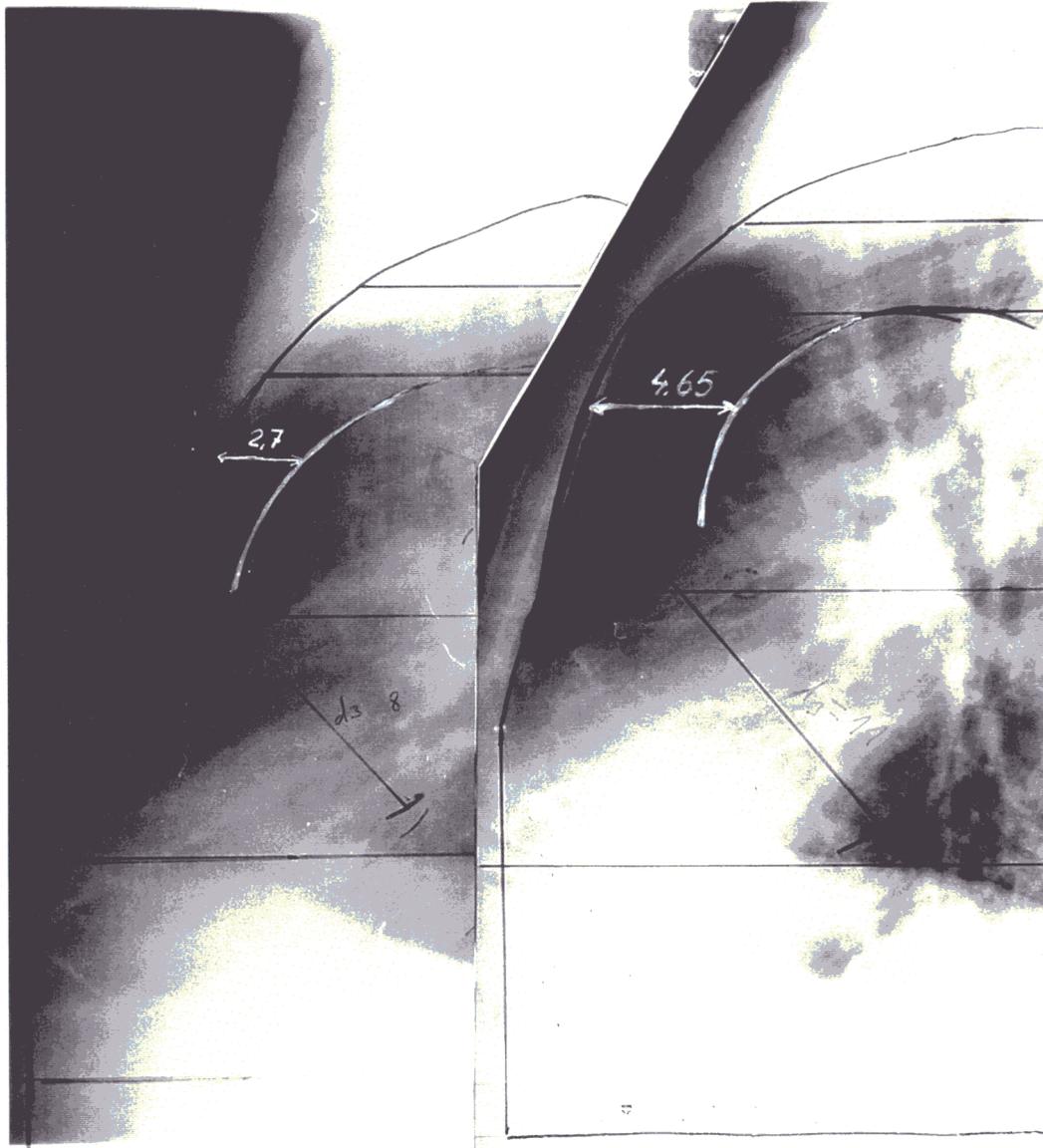


Fig. 6. Radiografía lateral de tórax. Valoración del grado de atrapamiento aéreo por la distancia del espacio retroesternal. Ver Rx lateral de rutina ( 2'7cm a la izquierda) y la misma en inspiración máxima ( 4'65 cm a la derecha).



En 1985 **Rodenstein**<sup>66</sup> hace una reevaluación del método radiográfico para la medición de la Capacidad Pulmonar Total.

Realiza un estudio de medición de volúmenes pulmonares a 20 sujetos sanos, en concreto la TLC, por el método radiográfico sofisticado de Pierce, por el método pletismográfico y por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard – Loyd siendo los valores pletismográficos de TLC de 7,38 litros, los más elevados, frente a los 7,25 litros del método radiográfico de Pierce y a los 6,85 litros obtenidos por el método de Barnhard – Loyd. Llega a la conclusión de que el método pletismográfico es el que obtiene cifras mas alta de TLC, y que el método radiográfico sofisticado de Pierce sería mas preciso que el de Barnhard – Loyd al medir la TLC, pues supera a este en 0,40 litros.

Los resultados de los valores de TLC obtenidos por métodos radiográficos dependen de la técnica usada, encontrándose valores dispares por los diversos autores, como veremos a continuación en la Tabla – III.

Tabla-III. Comparación de los valores de la Capacidad Pulmonar Total (TLC) por los distintos métodos y en diversos autores.

<b>Mikus</b>	TLC Rx-elipsoid.	es menor en 0,52 (l)	que Pletismg.	23 sanos
<b>Barnhard</b>	TLC Rx-elipsoid.	es menor en 0,24 (l)	Dilucción.	64 sanos
<b>Nicklaus</b>	TLC Rx-elipsoid.	es menor en 0,34 (l)	Pletismg.	sanos
<b>Loyd</b>	TLC Rx-elipsoid.	es mayor en 0,18 (l)	Pletismg.	10 sanos
<b>O'Shea</b>	TLC Rx-elipsoid.	es menor en 0,23 (l)	Pletismg.	12 sanos
<b>Harris</b>	TLC Rx-elipsoid.	es similar a la	Pletismog en 77 sujetos	
		pero no separa sanos de enfermos.		
<b>Miller</b>	TLC Rx-elipsoid	es similar a	la TLC-Pletismgráfica.	
<b>Barret</b>	TLC Rx-elipsoid	es similar a	la TLC -Pletismgráfica.	

Los resultados de la Capacidad Pulmonar Total (TLC) obtenidos por nosotros por los diversos métodos, se exponen a continuación (Tabla – IV).

**Gutiérrez** TLC Rx-elipsoid es similar a la TLC Pletismg en 10 sanos  
 TLC Rx-elipsoid es similar a la TLC Pletismg en 15 EPOC  
 TLC Rx-elipsoid es > en 0'6 (l) que TLC He c.a. en 10 sanos  
 TLC Pletismg es > en 0'5 (l) que la TLC He c.a. en 10 sanos  
 TLC Rx-elipsoid es > en 2 (l) que la TLC He c.a. en 15 EPOC  
 TLC Pletismg es > que la TLC He c.c ( r = 0'69 ) en 15 EPOC

y con diferencia creciente en relación a la TLC y a la resistencia aérea ( Raw S ) específica.

Así en manos de algunos autores el método radiográfico de Barnhard –Lloyd da resultados que están muy cercanos a los del método pletismográfico en sujetos sanos. Mientras que para otros autores entre los cuales se encuentra **Rodenstein** los volúmenes pulmonares medidos por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard están subestimados. Esto tiene su importancia porque el método de Barnhard es utilizado por algunos como método estándar.

Para nosotros, la TLC por dilución en respiración única mide en EPOC el volumen pulmonar alcanzado por el He en los 10 segundos de apnea, un volumen más ligado a la función de la difusión que al espacio anatómico que tratamos de medir; la diferencia entre la TLC - Pletismográfica y por Helio en circuito cerrado determina el grado de obstrucción.

En 1986 **Bush**<sup>67</sup> vuelve a recalcar el valor que tiene el cálculo de la magnificación exacta que sufre la imagen del tórax al proyectarse sobre la placa porque los errores en las medidas lineales se transforman en errores cubificados cuando se calcula el volumen.

En 1989 **Ries**<sup>34</sup> señala que la precisión de las técnicas radiográficas dependen de la adecuada instrucción a los pacientes hasta llegar a conseguir y mantener la inspiración máxima; por otro lado se requiere también una buena coordinación por parte del técnico de rayos X para realizar el disparo en dicho momento de inspiración máxima.

Para Ries estas técnicas son algo menos exactas que las de dilución de gases o pletismografía corporal pero siguen siendo útiles para estudios epidemio –

lógicos o retrospectivos así como para estudios clínicos seriados en pacientes individuales.

En 1991 **Del Cid**<sup>54</sup> realiza la medición de la TLC por métodos radiográficos a 13 sujetos sanos, 13 con enfermedad pulmonar intersticial y 12 bronquíticos crónicos y enfisematosos por el método planimétrico estándar y por el método de las cuadrículas o del cuadriculado. Este último método precisa para su medición una plantilla dividida en cuadrados de 1 cm<sup>2</sup>.

La correlación entre los valores obtenidos por los métodos radiográficos de medición de las superficies radiográficas y por Pletismografía es buena con una ( $r = 0,906$ ).

El **European Respiratory Journal** de marzo de 1993 dedica su primer capítulo a los Volúmenes Pulmonares con un apartado dedicado a su determinación por **métodos radiográficos**, indicando su autores **Quanjer et al**<sup>43</sup> la escasa diferencia que hay con los valores obtenidos por pletismografía, en sanos y en pacientes con obstrucción d la vía aérea; **No se pronuncian en los casos de pacientes con afectación del intersticio pulmonar** indicando que se precisan más pruebas para avalar las evidencias que hasta ahora se han descrito.

### 1.3– Insinuar una posible solución.

Hemos descrito en su momento las indicaciones de la medición de los volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable y por tanto la conveniencia de disponer de ellos, casi de rutina, para la valoración correcta desde el punto de vista funcional de los enfermos neumológicos.

Por otro lado, conocemos las dificultades de toda índole que tenemos para conseguir que las mediciones de los volúmenes pulmonares estáticos, por Pletismografía, estén al alcance de cualquier médico que trate y valore pacientes con afectación neumológica.

Del análisis pormenorizado que se ha hecho de los métodos radiográfico de medición de TLC se puede deducir que estos métodos dan valores bastante precisos al compararlos con los obtenidos por pletismografía y que podrían ser los más asequibles, fuera del ambiente de hospital, para los médicos que tratan a pacientes neumológicos.

Las mayores críticas a estos métodos vienen de lo engorroso y tedioso en que se convierte su uso, para los métodos Radiográficos elipsoidales; por la necesidad de disponer de un planímetro para el método planimétrico; y como es lógico, disponer de una radiografía postero-anterior y lateral de tórax así como de un espirómetro para poder obtener el RV, al restar a la TLC la FVC.

Los distintos intentos por implantar los sistemas digitalizados para la medición de la TLC a partir de los métodos radiográficos, no han alcanzado la difusión y aceptación necesaria como para generalizarse su uso.

Por otro lado los **errores** que se pueden cometer consiguen que en cuanto se vigilen estrechamente la realización de las pruebas, así como su medición en los sujetos a estudio, se obtengan unos valores que difieren mucho de los publicados.

Errores mas frecuentes que se pueden cometer al medir los Volúmenes pulmonares estáticos con aire no movilizable, por métodos radiográficos.

- 1- No guardar la **distancia** foco - placa adecuada, con la consiguiente modificación de la magnificación de la imagen, convirtiéndose los errores en las medidas lineales en errores cubitados cuando se calcula el volumen.
- 2- Los errores más frecuentes se producen por **fallo del paciente** a la hora de conseguir una inspiración completa, bien sea porque no se informa y ensaya previamente con él o por la dificultad para entenderlo por hipoacusia u otras limitaciones física o psíquicas.
- 3- Por **falta de coordinación** por parte del técnico de rayos para disparar la placa en el momento preciso o por defecto de colocación del paciente sobre el chasis.
- 4- Otra causa frecuente de error está en las radiografías, bien porque estén rotadas o poco penetradas y se señalen mal los bordes o tengan defectos parenquimatosos u óseos que **no permitan dibujar** el borde.
- 5 - Puede ocurrir que la dificultad del señalamiento de los bordes venga del propio medidor bien por prisa o fatiga o por la dificultad que entraña la medición del **ápex** y del **seno costodiafragmático** posterior en la radiografía lateral de tórax.

6 – También se pueden producir **errores de cálculo**, menos probables si se informatiza el mismo.

**Posible solución:**

Es conveniente corregir al máximo los errores que con frecuencia se cometen al realizar la radiografía en inspiración, para lo cual recomendamos tomar las **medidas** que vamos a citar a continuación:

- 1- Mantener **fija** la distancia foco - placa a 185 cm, cuidando al máximo que el paciente quede bien centrado
- 2- Incorporaremos un **Inspirómetro** al aparato de rayos X, con una señal luminosa y acústica incorporada, que avise al radiólogo de que el paciente ha conseguido la capacidad inspiratoria máxima, y que es el momento de apretar el interruptor para realizar la placa.
- 3- Para evitar los errores de medición, es posible que con las nuevas técnicas de procesamiento digitalizado de la imagen, se consigan radiografías que **señalen bien los bordes** sin radiar mas al paciente. No parece que entonces se tenga gran dificultad en dotar, al procesador de radiografías de un equipo moderno de rayos X, de un **lector digital** que delimite las superficies radiográficas.

Las mediciones de las **superficies radiográficas** efectuadas por dicho lector digital se incorporarían a un programa informatizado de medición de superficies irregulares, como el “autocad “, que transformaría las superficies, medidas, en

en volúmenes, dándonos impreso en la radiografía la Capacidad Pulmonar Total (TLC).

Además como el aparato de rayos X tendría incorporado el **Inspirómetro** y nos ha medido la Capacidad Vital Inspiratoria (**VC In**) podríamos tener el Volumen Residual (**RV**).

Si introducimos la ecuación de regresión de los valores normales en función de la talla y edad, obtendríamos también la **media porcentual** del posible trastorno tanto de la TLC como del RV.

## **HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

## **II – HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

### **1 - HIPÓTESIS.**

**La Radiografía de tórax, pósteros - anterior y lateral, bien hecha, es válida para la medición de los Volúmenes Pulmonares Estáticos. Los valores de la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) obtenidos por los métodos radiográficos equivalen a los valores de la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) obtenidos por Pletismografía corporal en personas sanas y en pacientes con obstrucción de la vía aérea e incluso en pacientes con trastorno ventilatorio restrictivo.**

### **2 - OBJETIVOS**

**2.1 – Comparar los valores de Capacidad Pulmonar Total (TLC) obtenidos por los distintos métodos radiográficos, con los valores obtenidos por el método pletismográfico de Dubois para ver su correlación y significación estadística.**

**2.2 – Valorar la utilidad del empleo de un INSPIRÓMETRO incorporado al aparato de rayos X, para tratar de corregir los errores de técnica que se cometen frecuentemente al realizar radiografías pósteros - anterior y lateral de tórax en inspiración máxima.**

## **MATERIAL Y MÉTODOS**

### **III – MATERIAL Y MÉTODOS.**

#### **3.1 – Ambito de los pacientes.**

- Sujetos del estudio.
- Criterios de selección.

#### **3.2 – Grupos estudiado.**

#### **3.3 – Métodos y técnicas utilizadas.**

3.3.1 – Espirometría y Curva **flujo – volumen**, basal y forzada.

3.3.2 – **Radiografía** póstero - anterior y lateral de tórax.

3.3.3 – Medición del Volumen de Gas Intratorácico (**TGV**) por **Pletismografía** corporal.

3.3.4 – Medición de la Capacidad Residual Funcional (**FRC**) por **Dilución de Helio** en circuito abierto. (He.ca.) en respiración única.

3.3.5 – Medición de la Capacidad Pulmonar Total (**TLC** ) por **métodos radiográficos**.

3.3.5.1 - Método **elipsoidal** de BARNHARD-LOYD.

3.3.5.2 – Método **Planimétrico** de HARRIS.

3.3.5.3 – Programa específico de medición de superficies (**AUTOCAD**) por **ordenador**.

3.4 – Descripción del **método estadístico** aplicado.

**Abreviaturas usadas con frecuencia:**

Capacidad Pulmonar Total = **(TLC)**.

Capacidad Pulmonar Total Pletismográfica = **TLC-Pltm.**

Capacidad Pulmonar Total por Dilución de Helio en circuito abierto = **TLC-He.(ca)**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico elipsoidal de Barnhard-Loyd =  
**TLC-RxE.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico = **TLC-RxP.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico por medio del  
programa autocad de medición de superficies a través del ordenador = **TLC-RxD.**

**VC IN** = Capacidad Vital Inspiratoria

**PIF** = Flujo Inspiratorio Pico.

**ERE** = Diámetro del Espacio Retroesternal.

### **III – MATERIAL Y MÉTODOS.**

#### **3.1 – Ámbito de los pacientes.**

##### **3.1.1 –Sujetos del estudio.**

El estudio se ha realizado a **75 personas adultas**, 12 mujeres y 63 hombres procedentes de la consulta externa del Servicio de Neumología del Hospital Militar Central Universitario “Gómez-Ulla”, durante un periodo aproximado de dos años.

El motivo de la consulta era, bien para una revisión periódica de sus procesos respiratorios crónicos, en la mayoría de los casos, o para una valoración neumológica preoperatoria en los restantes.

##### **3.1.2 – Criterios de selección.**

Fueron catalogados como **normales** desde el punto de vista respiratorio aquellas personas, con radiografía de tórax normal, que no referían síntomas ni cumplían criterios de bronquitis crónica, sin excluir a los fumadores y no teniendo en cuenta la edad.

Se incluyeron como **pacientes**, por un lado, aquellos con alteración ventilatoria obstructiva en espirometrías previas y con signos de hiperinsuflación y atrapamiento aéreo en las radiografías póstero - anterior y lateral de tórax y por otro, a aquellos pacientes que tenían un patrón intersticial claramente evidente en la radiografía de tórax y un trastorno ventilatorio restrictivo en las espirometrías previas.

### 3.2 –Grupos estudiados.

Se dividieron los pacientes en **tres grupos**, de 25 sujetos cada uno, de acuerdo a los criterios de selección arriba mencionados.

Para su clasificación más exacta desde el punto de vista de la función ventilatoria, se les realizó a todos una espirometría con curva flujo - volumen, y medición de volúmenes pulmonares estáticos, con aire no movilizable, resistencia de la vía aérea y difusión, quedando clasificados en los tres grupos siguientes:

1 – **GRUPO – I** con función ventilatoria **NORMAL**.

2 - **GRUPO – II** con trastorno ventilatorio **OBSTRUCTIVO**.

3 - **GRUPO–III** con trastorno ventilatorio **RESTRICTIVO**.

Teniendo en cuenta los límites de la normalidad y los criterios de gravedad de la **American Toracy Society**<sup>68</sup> se consideraron con función ventilatoria **normal (Grupo – I )** al grupo de 25 sujetos, 21 hombres y 4 mujeres, con edades comprendidas entre los 20 y 77 años, con valores de FVC (capacidad vital forzada), FEV<sub>1</sub> (Volumen espiratorio forzado en el primer segundo) y FEV<sub>1</sub>% VC IN (Tiffeneau ) próximos al 100% ( Límite inferior superior al 90% del teórico ). Los datos se resumen en la **Tabla – V**.

Se clasificaron dentro de **Grupo-II** a los 25 pacientes, 22 hombres y 3 mujeres, con edades comprendidas entre los 50 y 83 años, con trastorno ventilatorio **obstructivo ligero** (aquellos con un FEV<sub>1</sub> menor de 100 pero superior al 70%) y

como obstructivos moderado – severo ( aquellos con un FEV<sub>1</sub> menor del 70% y superior al 34 % ). Ver **Tabla – VI**.

Se clasificaron dentro del **Grupo – III** a los 25 pacientes, 18 hombres y 7 mujeres, con edades comprendidas entre 29 y 78 años, con trastorno ventilatorio **restrictivo** desde ligero ( FVC entre el 70 y el 100% ) a moderado-severo ( FVC menor del 70 % y superior al 34 % ). Ver **Tabla – VII**.

Los pacientes con trastorno ventilatorio muy grave ( menor del 34 % de FVC o de FEV<sub>1</sub> ) no se incluyeron en el estudio por la dificultad para realizar el resto de las pruebas.

**Grupo – I. Sujetos con función ventilatoria normal.**

Nº	Nom- bre	E- dad	Ta- lla	Pe- so	Se- xo	FVC (l)	FEV <sub>1</sub> (l)	FEV <sub>1</sub> % VCIN
						T. Act %	T. Act %	T. Act %
1	DGF	70	167	58	H	3.4-4.3-124	2.6-3.2-123	74-75-100
2	CGV	22	182	80	H	5.5-5.6-101	4.7-4.5-97	83-81-98
3	COB	45	169	68	M	3.4-4.1-120	2.9-3.4-117	80-84-105
4	DPL	20	169	95	H	4.8-4.7-96	4.2-4.0-95	83-83-100
5	FMD	21	191	88	H	6.1-6.6-109	5.1-5.4-107	83-82-99
6	JAA	21	181	80	H	5.4-5.2-94	4.6-4.8-102	83-88-106
7	TDG	22	170	80	H	4.8-5.2-107	4.1-4.4-107	83-86-104
8	IAM	26	172	66	H	4.8-4.7-96	4.1-3.7-89	82-77-94
9	CRV	64	165	77	M	2.7-2.6-94	2.3-2.3-100	76-88-114
10	FLP	64	178	60	H	4.2-4.7-110	3.3-3.8-114	75-79-105
11	AGS	75	175	86	H	3.7-3.6-97	2.8-2.8-100	73-73-98
12	ASH	68	158	79	M	2.3-2.2-97	1.9-1.8-94	76-77-101
13	Pd H	57	160	58	H	3.3-3.2-95	2.7-2.6-96	76-74-97
14	JSG	77	176	85	H	3.7-4.0-108	2.9-3.4-116	76-82-107
15	MAA	61	145	59	M	1.9-2.3-119	1.6-1.8-112	77-73-94
16	CSM	21	170	86	H	4.7-4.8-100	4.0-4.5-112	90-93-101
17	ABR	21	190	89	H	4.2-4.0-93	4.0-3.8-95	81-82-101
18	FAM	21	170	81	H	4.8-5.2-107	4.1-4.4-107	81-84-104
19	JGL	22	183	79	H	5.6-5.7-101	4.8-4.6-97	83-81-98
20	JSN	21	178	61	H	4.4-4.6-104	3.5-3.8-110	85-89-105
21	ARM	21	175	66	H	4.7-4.6-97	3.8-3.6-94	83-81-96
22	JST	21	172	66	H	4.7-4.6-96	4.0-3.6-89	85-79-96
23	LDB	21	60	58	H	3.4-3.3-95	2.9-2.8-96	80-78-97
24	HSA	21	170	67	H	3.8-3.6-91	3.1-2.9-93	86-82-95
25	MOL	21	190	87	H	6.0-6.5-109	5.0-5.3-107	82-81-98

**Tabla –V. GRUPO – I. Personas con función ventilatoria normal.**

**Grupo – II. Pacientes con trastorno ventilatorio OBSTRUCTIVO**

Nº	Nom- bre	E- dad	Ta- lla	Pe- so	Se- xo	FVC (l)	FEV <sub>1</sub> (l)	FEV <sub>1</sub> % VCIN
						T. Act %	T. Act. %	T. Act %
1	LZR	75	168	72	H	3.3-2.1-64	2.5-0,8-32	73-34-46
2	JJG	69	182	76	H	4.3-3.7-86	3.3-1.7-52	74-45-61
3	JRL	78	169	70	H	3.3-3.1-93	2.5-1.8-74	73-56-77
4	MCP	80	155	54	H	2.5-1.2-50	1.8-0,6-34	72-46-63
5	MSF	73	159	50	H	2.9-2.0-70	2.2-0,7-32	74-33-45
6	SSP	77	156	52	H	2.6-2.0-75	1.9-1.2-60	73-53-72
7	FMG	78	159	68	H	2.7-1.5-54	2.0-0,6-28	73-35-48
8	JVM	50	167	67	H	3.9-4.0-102	3.2-2.4-69	78-57-73
9	VVM	77	170	70	H	3.4-1.6-48	2.5-0.8-32	73-52-71
10	RNL	77	168	72	H	3.3-3.0-90	2.5-1.9-76	73-57-78
11	ARP	80	168	72	H	3.2-1.8-57	2.4-0,8-34	72-36-50
12	AAH	67	170	64	H	3.7-2.6-71	2.8-1.2-44	75-50-67
13	JLC	83	172	83	H	3.4-3.1-91	2.5-1.7-68	72-54-75
14	JMA	77	176	85	H	2.9-2.1-75	2.4-1.2-52	74-58-78
15	DBM	78	164	69	H	3.0-2.7-90	2.3-1.5-65	73-55-75
16	BSG	69	159	48	M	2.3-2.0-85	1.9-1.1-57	76-55-72
17	MSS	73	139	60	M	1.3-1.2-92	1.0-0,7-70	75-53-71
18	LAR	63	157	62	H	3.0-2.1-71	2.4-1.2-50	75-52-69
19	VCR	59	158	62	M	2.5-2.1-83	2.1-1.3-60	77-61-78
20	LDJ	75	159	68	H	2.9-1.6-54	2.0-0,8-38	73-35-48
21	AAR	67	181	73	H	4.1-3.6-87	3.3-1.7-52	72-43-61
22	PPJ	74	169	71	H	3.4-2.1-64	2.6-0,9-34	73-35-47
23	VSG	69	158	66	H	2.9-1.6-55	2.2-0.7-31	74-36-48
24	LFD	77	169	67	H	3.2-3.1-96	2.5-1.8-72	73-58-79
25	JRM	79	170	86	H	3.3-1.9-57	2.5-0,8-34	73-37-50

**Tabla-VI. GRUPO-II. Pacientes con trastorno ventilatorio Obstructivo.**

**Grupo – III. Pacientes con trastorno ventilatorio RESTRICTIVO.**

Nº	Nom- bre	E- dad	Ta- lla	Pe- so	Se- xo	FVC(l) T. Act. %	FEV <sub>1</sub> (l) T. Act. %	FEV <sub>1</sub> % VCIN T. Act. %
1	JVB	65	156	44	M	2.3-1.7-76	1.9-1.4-72	76-72-94
2	SFR	29	156	40	H	4.0-1.3-33	3.5-1.3-37	82-94-114
3	JFL	75	169	71	H	3.4-2.5-72	2.6-1.8-69	73-66-89
4	RFR	76	161	74	H	2.9-1.8-61	2.2-1.0-48	73-47-64
5	BPC	81	151	74	M	1.6-1.2-74	1.3-1.0-77	73-72-97
6	GMF	73	156	64	M	2.1-1.9-86	1.7-1.9-77	75-60-93
7	SDL	71	166	63	H	3.3-2.7-81	2.5-2.0-78	74-74-100
8	JPC	62	160	79	H	3.2-2.6-81	2.5-2.0-80	76-76-100
9	FHC	78	168	64	H	3.3-1.9-59	2.4-1.6-66	73-77-105
10	BLZ	76	168	69	H	3.3-2.6-85	2.5-2.2-87	73-75-102
11	SOG	73	168	66	H	3.4-2.8-83	2.6-2.1-82	74-74-100
12	MSD	60	134	54	M	1.4-1.2-85	1.1-0,9-80	77-72-93
13	JMP	39	161	80	H	3.2-2.2-70	2.7-2-74	81-88-108
14	MAC	36	167	65	H	4.3-2.9-67	3.6-2.4-68	80-82-102
15	MRP	59	153	56	M	2.3-1.9-82	1.9-1.8-94	77-94-123
16	MRB	58	168	68	M	3.1-2.0-65	2.5-1.8-71	78-84-107
17	NTR	76	155	88	M	1.6-1.2-77	1.3-1.1-72	73-72-97
18	FRP	51	168	70	H	4.0-3.0-74	3.2-2.2-68	78-73-94
19	EMR	56	174	70	H	4.0-3.0-74	3.2-2.2-68	78-73-94
20	JVC	79	173	96	H	3.5-2.0-57	2.6-1.4-55	73-71-97
21	SGM	75	185	102	H	4.3-2.3-54	3.2-1.6-48	73-68-92
22	MBL	77	165	52	H	3.1-2.7-85	2.3-2.4-101	73-88-121
23	SMG	61	167	61	H	3.6-3.0-81	2.9-2.2-75	76-72-95
24	ARG	73	170	52	H	2.3-1.8-78	1.9-1.7-89	76-94-123
25	LMC	72	167	69	H	3.7-2.2-66	2.4-1.7-70	74-78-105

**Tabla-VII. GRUPO-III. Pacientes con trastor. ventilatorio Restrictivo.**

### 3.3 – Métodos y Técnicas utilizadas.

A cada uno de los sujetos de los tres grupos se les realizaron las siguientes pruebas.

A - Una **exploración funcional respiratoria** que incluía:

- Espiración forzada mediante **Curva Flujo - Volumen**.
- Medición de Volúmenes pulmonares no movilizables mediante **Pletismografía y Técnica de Dilución de Helio en circuito abierto** y en respiración única.
- Resistencia de la vía aérea y Transferencia de CO.

B - Una **radiografía póstero - anterior y lateral de tórax** en condiciones especiales.

Los datos de exploración funcional ampliada nos permitieron afinar más en la clasificación por grupos, que ya se ha expuesto. Tanto la **pletismografía** como el método de **dilución de Helio** nos permitieron conocer la Capacidad Pulmonar Total ( **TLC** ) de cada paciente.

De las **radiografías de tórax** obtuvimos la **TLC** por distintos métodos como son:

- 1- El método **Elipsoidal de Barnhard – Loyd**.
- 2- El método **Planimétrico de Harris**.
- 3- El método **planimétrico a través de un programa de ordenador**.

### 3.3.1 – Espiración forzada mediante Curva Flujo-Volume.

La espirometría se hizo mediante un espirómetro computarizado en sistema abierto Micro S – 20 Spirometer de la casa Carlos Schzman que lleva incorporado en el microprocesador los valores de referencia de la ATS.

Además de los valores reales y sus porcentajes con respecto a los basales la exploración nos imprime la gráfica de la morfología de la espirometría con registro volumen tiempo y de la Curva flujo - volumen. (Fig. 7).

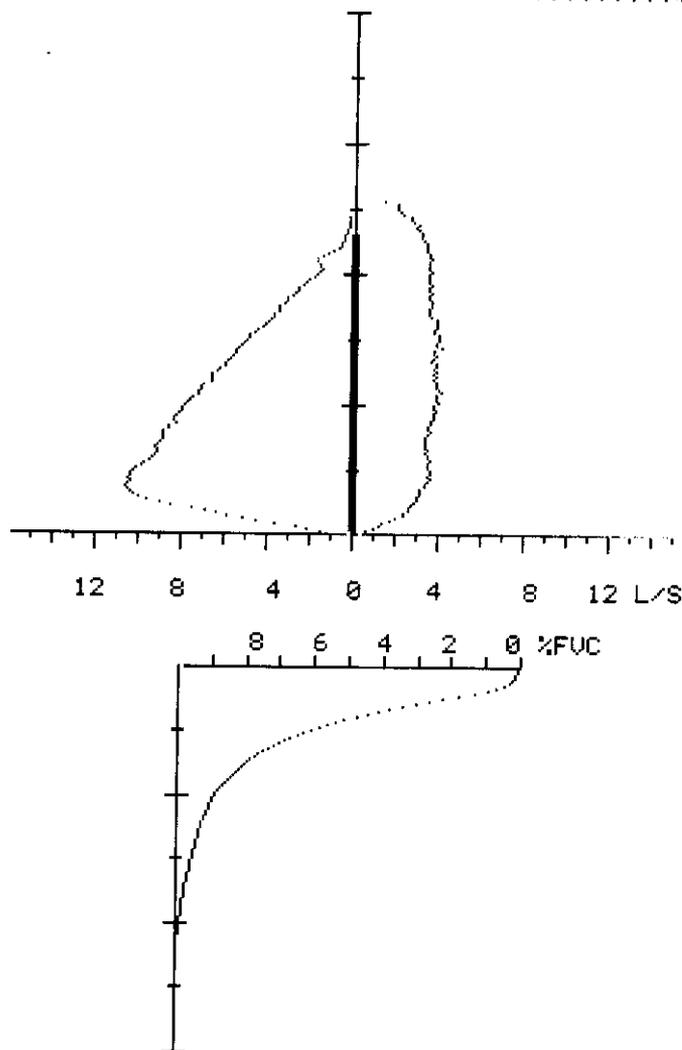
Fig. 7: Espirometría y Curva flujo - volumen. Valores y representación

gráfica de la morfología de las mismas.

```

*****
IDENT:          3.          FECHA: 58504.
SEXO:HOMBRE  EDAD:47.  ALTUR:176.  PESO: 79.
*****
TEMP:22.  PRESION:760.  HUMEDAD:57.
*****
PARAMETRO      UNI      REAL  TEOR  POR.
FVC            ...LTS.....  4.9   4.6  106.%
FEV 0.5        ...LTS.....  3.0   2.9  103.%
FEV 1          ...LTS.....  4.3   3.6  119.%
FEV 1 % UC    ... % .....  84.   78.  107.%
PEF            ...L/S.....  10.6  8.9  119.%
MEF 25         ...L/S.....  2.9   3.0  96.%
MEF 50         ...L/S.....  6.6   6.0  110.%
MEF 75         ...L/S.....  9.3   8.2  113.%
MEF 25/75     ...L/S.....  6.1   3.7  164.%
PIF            ...L/S.....  4.1
CV IN          ...LTS.....  5.1
MUU            ...L/M.....  176.  148.  118.%
*****

```



### 3.3.2 – Radiografía de tórax póstero – anterior y lateral.

A todos los pacientes se les hizo una radiografía de tórax póstero-anterior y lateral, asegurando que la distancia foco - placa fuera de 185 cm, para lo cual se acordó con el radiólogo que, mientras durara el estudio, no se modificara dicha distancia. Se cuidó que el paciente estuviera bien centrado al colocarle para realizar la radiografía y que hiciera una inspiración forzada máxima, haciendo ensayos previos en la posición indicada, intentando el técnico de rayos hacer coincidir el disparo para la realización de la radiografía con el momento de máxima capacidad inspiratoria por parte del paciente.

A 12 pacientes del Grupo –II (Obstructivos) se les midió también , el grado de inspiración, y algunos signos radiográficos de hiperinsuflación y atrapa - miento aéreo. A **22 pacientes** ( 12 del Grupo-II y 10 del Grupo-III ) se les midió también la TLC por método radiográfico planimétrico, a partir de una radiografía de tórax. En ellas se aseguraba la inspiración máxima por un lado y se facilitaba la coordinación del disparo por parte del técnico de rayos, gracias al **Inspirómetro** incorporado al aparato de rayos X.

La finalidad es comparar los resultados de dichas mediciones sobre las radiografías de tórax realizadas en las condiciones de máxima inspiración y las obtenidas con los mismos cuidados pero con el inspirómetro incorporado, como se puede observar en la figura – 8.

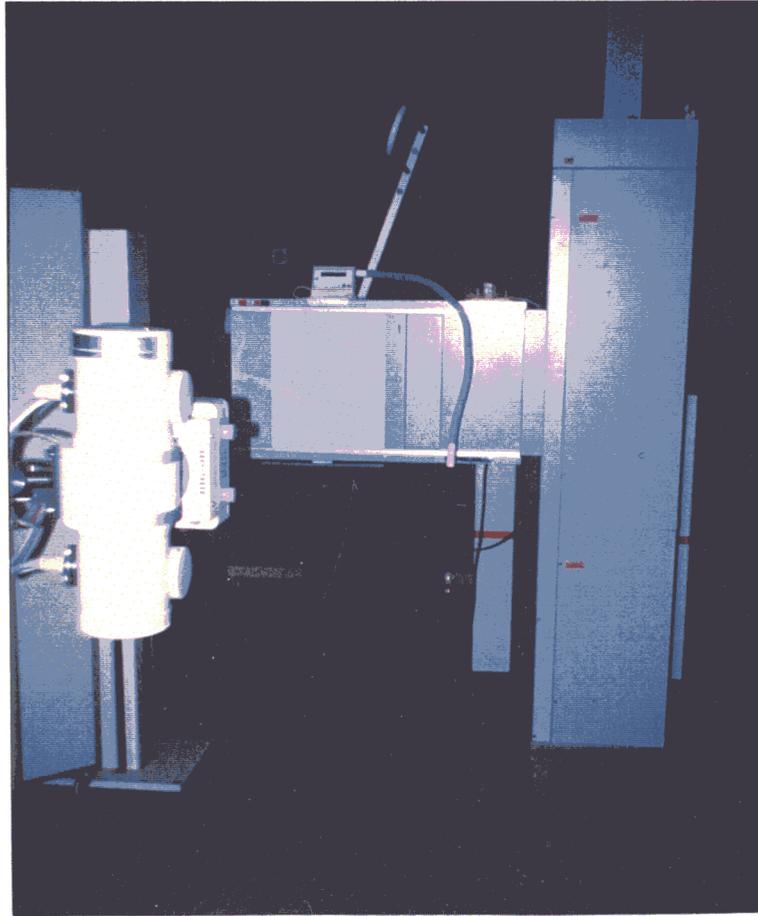


Fig. 8. **Inspirómetro Ms 0,5 de la casa Poch-Millás**, incorporado al borde superior de la pantalla de rayo X. **Piloto** en borde superior derecho de la columna del equipo de rayos.

Se incorporó al aparato de rayos X un **Inspirómetro**, diseñado para este trabajo, marca Ms 0,5 de la Casa Poch-Millás, computarizado, con los valores teóricos incorporados en el procesador y con capacidad para medir y almacenar la Capacidad Inspiratoria Máxima ( VC IN ) y el Flujo Inspiratorio Pico ( PIF ) de cada paciente apareciendo en su pantalla los valores reales, teóricos y porcentajes del VCIN y del PIF.

Está dotado también dicho inspirómetro de un dispositivo luminoso ( **piloto** ) y una señal acústica ( **pitido** ) que **se enciende** y **suena** respectivamente cuando el sujeto **finaliza** la maniobra de inspiración máxima y queda a flujo cero con la inspiración máxima contenida.

Esta señal luminosa y acústica sirven de aviso al radiólogo para saber el momento exacto en el que debe realizar la maniobra (apretar el botón) conducente a conseguir una radiografía de tórax en las mejores condiciones de inspiración máxima. ( Fig. 9).

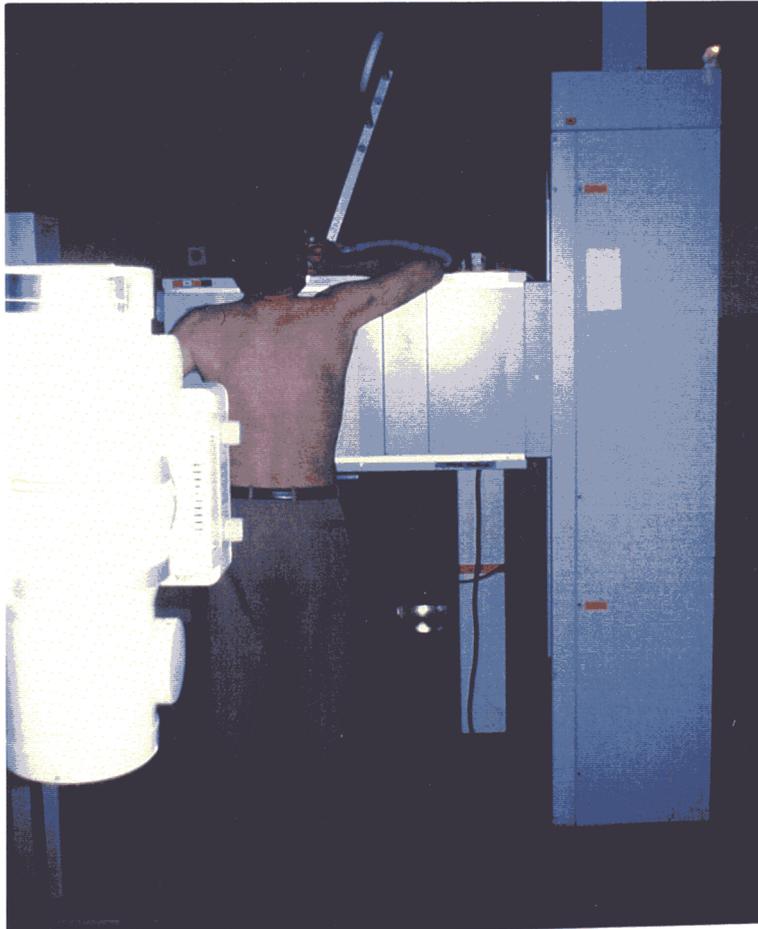


Fig. 9. Sujeto en **posición correcta**, en capacidad inspiratoria máxima, con el piloto situado en el borde superior de la columna de la derecha, encendido.

Los errores de técnica que se pueden cometer con el inspirómetro incorporado serán más, por defectos de colocación del paciente para acoplarse al inspirómetro, rotaciones principalmente, que por alteraciones en el grado de inspiración o falta de coordinación en el disparo.

El tiempo transcurrido entre las Teleradiografías de tórax sin inspirómetro y con inspirómetro osciló entre 3 y 6 meses, según coincidiera la fecha de revisión del paciente.

Fig. 10. Posición adecuada para realizar la radiografía lateral de tórax con el inspirómetro incorporado.



### 3.3.3 – **Medición** del Volumen de Gas Intratorácico ( TGV ) por **Pletismografía Corporal.**

A todos se les practicó igualmente una Pletismografía corporal para la medición del Volumen de gas intratorácico ( TGV ) y resistencia de la vía aérea por medio de un **pletismógrafo Master - Lab de Jäger.** ( Fig. 11 )



Fig 11. Pletismógrafo Master-Lab de Jäger.

Está dotado de un neumotacógrafo Lilly y variante tipo Fleish, que posee una linealidad entre 0 y 15 litros por segundo, con exactitud física entre flujo y volumen.

Cabina pletismográfica y traductores de presión con sensibilidad para tomas inferiores a un mililitro de agua y compensación automática de temperatura.

La cabina pletismográfica es hermética y lo suficientemente grande como para que quepa en ella una persona ( Fig. 12 ). Mide el volumen de gas intratorácico, esté o no comunicado con el árbol bronquial.

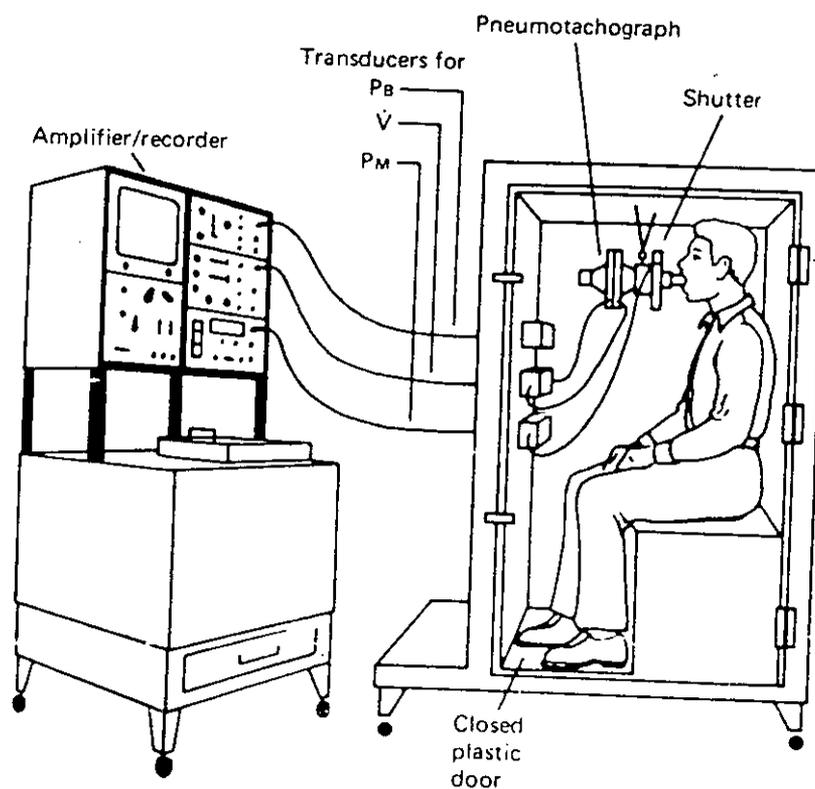


Fig. 12. Pletismógrafo corporal de presión variable y volumen constante.

Procedimiento de medición del volumen de gas intratorácico a través del Pletismógrafo.

La medición del volumen de gas del tórax, está basada en la ley de Boyle (Presión  $_1$  por volumen  $_1$  = Presión  $_2$  por volumen  $_2$  ), cuando la temperatura es constante. Permite medir simultáneamente la resistencia de la vía aérea.

Se basa en ocluir la vía aérea cuando el paciente ha inspirado un determinado volumen pulmonar y registrar las presiones en la boca y en la cabina pletismográfica herméticamente cerrada mientras el sujeto continua realizando los movimientos respiratorios ( jadeo ) con la vía aérea ocluida, lo que origina compresión y descompresión del gas contenido en el tórax y simultáneamente, descompresiones y compresiones del gas contenido en la cabina.

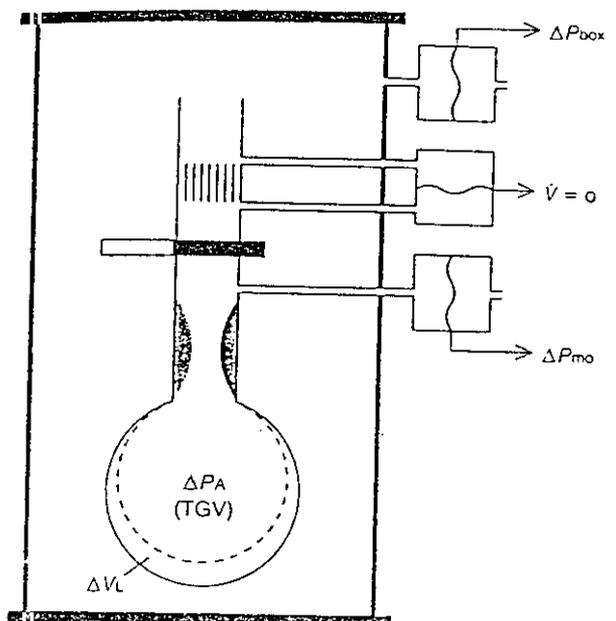
Las variaciones de presión en los alveolos se conocen, pues se transmiten a la boca y al no existir flujo de aire, utilizamos la vía aérea como si fuese una sonda que transmite la presión alveolar. Las mediciones de presión en la cabina se miden igualmente de manera continua. El volumen de la cabina es conocido y varía (durante la compresión y descompresión del gas contenido en el tórax ) en la misma medida que se modifica el gas intratorácico, por lo que podemos calcular el volumen de gas que el sujeto mantiene en el tórax al cerrar la vía aérea.

Al volumen pulmonar así medido se le llama Volumen de Gas Intratorácico ( TGV ), reservando el de Capacidad Residual Funcional ( FRC ) para el mismo volumen teórico cuando la medición se ha hecho con dilución de gas y así el término funcional va ligado a la necesaria comunicación con la vía aérea, siendo el TGV un concepto mas anatómico y no necesariamente funcional.

A este valor de FRC se le resta el ERV ( Volumen de Reserva Espiratorio ) que ya conocemos porque previamente se ha hecho una espirometría y nos da el Volumen Residual ( RV ). Si al RV le sumamos la VC, obtendremos la TLC.

Todos estos valores los da directamente el pletismógrafo.

**Cálculo del TGV ( FRC ). ( Fig. 13 )**



**En el Pletismógrafo:**

$$V_{\text{box}} \times P_{\text{at}} = ( V_{\text{box}} - \Delta V ) ( P_{\text{at}} + \Delta P_{\text{box}} ) \quad (1)$$

En el Tórax.

$$TGV \times Pat = (TGV + \Delta V) (Pat - \Delta Pmo) \quad (2)$$

$$\text{De la ecuación (1) : } \Delta V = \frac{V_{box} \times \Delta P_{box}}{Pat + \Delta P_{box}} \quad (3)$$

$$\text{De la ecuación (2) : } TGV = \Delta V \frac{Pat - \Delta Pmo}{\Delta Pmo} \quad (4)$$

$$\text{Sustituyendo: } TGV = \frac{\Delta P_{box}}{\Delta Pmo} \times V_{box} \frac{Pat - \Delta Pmo}{Pat + \Delta P_{box}} \quad (5)$$

$\Delta P_{box}$

La cotangente (  $\cotg \alpha = \frac{\Delta P_{box}}{\Delta P_{mo}}$  ) expresa el valor de TGV ya que el

$\Delta P_{mo}$

resto de la ecuación 5 es casi una constante y además es el factor de corrección para convertir la  $P_{box}$  ( en cada paciente ) en PA y poder calcular las Resistencias ( Raw ). ( Fig. 14 ).

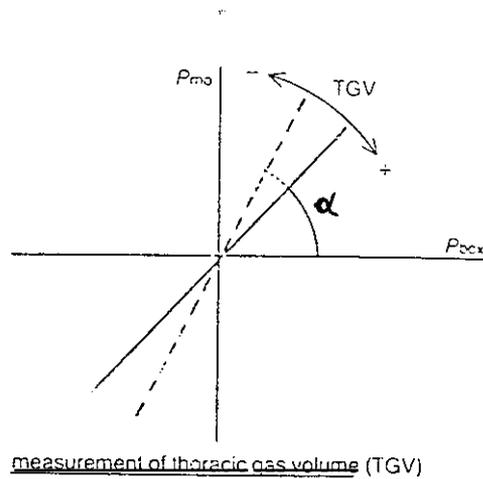
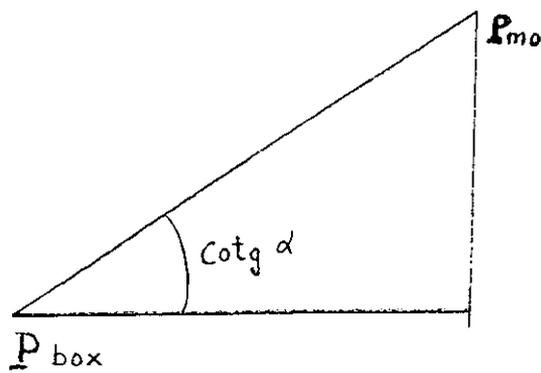


Fig. 15. Parámetros de espirometría, resistencia de la vía aérea y volúmenes pulmonares estáticos obtenidos durante la realización de la Pletismografía.

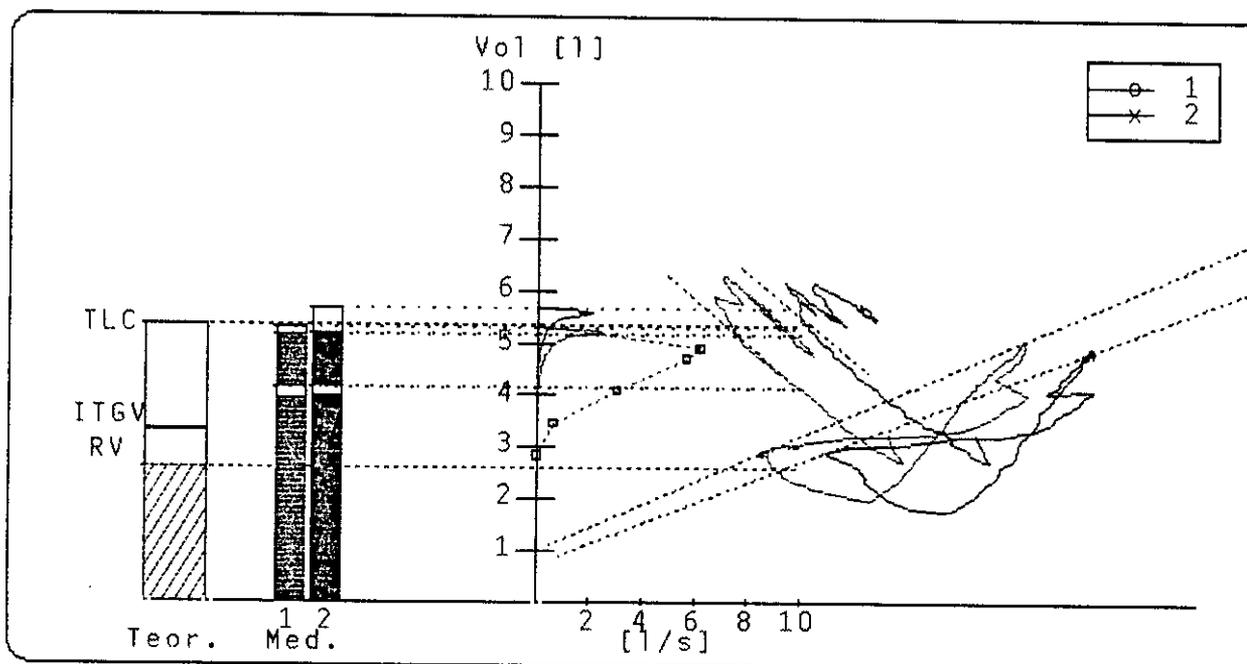
nes pulmonares estáticos obtenidos durante la realización de la Pletismografía.

(Valores basales y tras prueba broncodilatadora).

		Teor.	Act	%Act/T	Post	2/1%
Apellidos	:					
Nombre	:					
Sexo	:					
Diagnóstico	:					
			Altura	:	155 cm	
			Peso	:	54 kg	
			Edad	:	80 Años	
			Identificación	:	12896807	
VC IN.....[l]			1.39		1.26	90.7
FVC.....[l]	2.51	1.26	50.3		1.08	85.3
FEV 1.....[l]	1.86	.640	34.5		.600	93.8
FEV 1 % VC IN.....[%]	72.8	46.0	63.2		47.5	103.3
FEV 1 % FVC.....[%]		50.7			55.7	109.9
MMEF 75/25.....[l/s]	2.27	.172	7.6		.154	89.5
PEF.....[l/s]	6.23	2.46	39.5		2.10	85.4
MEF 50.....[l/s]	3.04	.230	7.6		.200	87.0
MEF 25.....[l/s]	.626					
MEF 50 % FVC.....[%]	121	18.2	15.0		18.6	101.9
TC 25/50.....[s]		2.17			2.43	111.7
Mean transit time.....[s]	.948	2.02	213.1		1.60	79.2
FET.....[s]		9.50			6.86	72.2
Area of exsp. ....[l*s]	7.64	.617	8.1		.510	82.7
PIF.....[l/s]		2.02			1.92	95.0
MEF 50 % MIF 50.....[%]		12.2			13.4	110.3
FET PEF.....[s]		.033			.038	117.1
FEV PEF.....[l]						
R tot.....[cm H20*s/l]	3.06	17.4	567.6		19.2	110.4
R IN.....[cm H20*s/l]		10.4			11.4	110.0
R EX.....[cm H20*s/l]						
SR tot.....[kPa*s]	.977	7.59	776.7		8.44	111.3
ITGV.....[l]	3.26	4.13	126.9		4.16	100.6
RV.....[l]	2.56	3.92	153.0		3.96	101.1
TLC.....[l]	5.30	5.27	99.4		5.64	106.9
RV % TLC.....[%]	45.2	74.3	164.4		70.2	94.6
VC IN.....[l]	2.57	1.36	52.9		1.68	123.6
ERV.....[l]	.697	.216	31.0		.199	92.1

Fig. 16. Continuación. Volúmenes pulmonares obtenidos por dilución de Helio en circuito abierto y en respiración única. Test de Difusión y Compliance. Representación gráfica de los valores teóricos y hallados de los volúmenes pulmonares.

	Teor.	Act.	%Act/T	Post.	2/1%
RV-He.....[l]		2.24			
RV%TLC-He.....[%]		59.9			
TLC0 SB....[mmol/min/KPa]	5.91	5.33	90.2		
VA.....[l]		3.44			
FRC-He.....[l]	3.26	2.44	74.9		
TLC-He.....[l]		3.74			
Compliance dyn.[l/cm H20]	.312				
Compliance st..[l/cm H20]	.312				
BF.....[l/min]					
P-TLC st.....[cm H20]	19.8				
IC/p-TLC.....[l/cm H20]					
P-FRC st.....[cm H20]					
FI02.....[l]		.209			
pH.....	7.40	7.38	99.7		
PaCO2.....[mmHg]	38.0	43.8	115.2		
PaO2.....[mmHg]	77.9	63.0	80.8		
AB.....[mmol/l]		26.1			
STB.....[mmol/l]		25.8			
BE.....[mmol/l]	-.90	1.11	-123.3		
AaDO2.....[mmHg]	18.0	24.6	136.5		



### 3.3.4 – Medición de la Capacidad Residual Funcional ( FRC ) por Dilución de Helio en circuito abierto.

El paciente respira de una bolsa que contiene una mezcla de aire con una concentración conocida de un gas que no atraviesa la membrana alveolo- capilar, como ocurre con el Helio, y aplicando la técnica de inspiración única retenida, se mide la disminución de la concentración del gas ( Helio ) espirado. Conociendo los volúmenes y concentraciones de partida, así como la concentración final al mezclarse en el pulmón, obtendremos la TLC, a la que le restaremos la capacidad vital obtenida por espirometría previa al método de respiración única ( single breath ), para conseguir el RV. ( Fig. 17 )

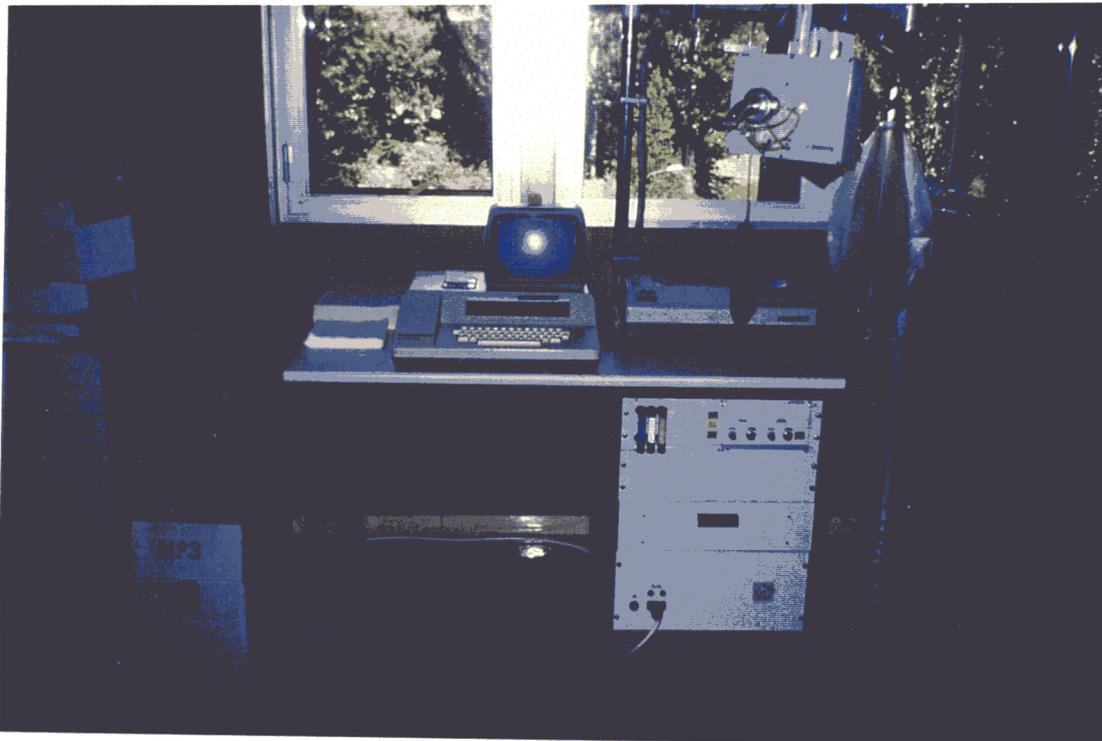


Fig 17. Transferscreen - II. Medición del Helio en circuito abierto por respiración única ( single breath ).

Sabemos que Volumen inicial x Concentración inicial = Volumen final x Concentración final.

$$V_{\text{Espiróm}} \times C_E + V_{\text{pulmonar}} \times C_p = (V_E + V_p) C_{\text{Final}}$$

$$V_p = \frac{V_E (C_E - C_F)}{C_F}$$

Descripción de las fases de medición del método de dilución de Helio en circuito abierto realizado cuando se calcula la Difusión con CO ya que es necesario saber el Volumen Alveolar ( VA ) a capacidad total donde se diluye el CO inicialmente para calcular la Fracción Alveolar ( FACO ) pues la rápida difusión de este gas impide una medida directa en el Trásferscreen - II en respiración única.

Fase 0: Medida del aire ambiente, analizador cero.

Fase 1: Lectura de Fi. Lectura de la concentración del gas de donde va a inspirar el enfermo. La dilucción del Helio es del 6 %.

Fase 2: Vaciado de la bolsa FA. Se le indica al sujeto que espire; cuando comienza el final de espiración de volumen corriente, se lleva al paciente a espiración máxima. Se produce el vaciado de la bolsa donde se va a recoger el aire espiado.

Fase 3: Se realiza la capacidad vital inspiratoria.

Fase 4: Shutter. Se mantiene al paciente durante un tiempo de apnea de 10''.

Fase 5: Comienza la espiración. Se desechan 800 ml.

Fase 6: Fase de recogida de 800 ml.

Fase 7: Lectura de la dilución de Helio por medio de la lectura de la Fracción alveolar ( FA ).La dilución de helio es de 3.4 a 2.8 en función de la patología del paciente.

### **3.3.5- Medición de la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) por métodos radiográficos.**

A las radiografías postero-anterior y lateral de tórax , realizadas en un aparato de rayos X de la marca Philips y en las condiciones descritas en el apartado anterior, hemos realizado las mediciones necesarias para la obtención de la TLC por los siguientes métodos: Método Elipsoidal, método de las superficies o Planimétrico y el método planimétrico a través de un programa de ordenador específico para medir superficies irregulares.

#### **3.3.5.1 – Método radiológico elipsoidal de Barnhard – Loyd.**

El método consiste en dividir la radiografía de tórax póstero-anterior lateral en cinco segmentos en forma de cilindros elipsoidales; se calcula su volumen y se resta el volumen correspondiente al corazón, espacio infradiafragmático, sangre y tejido pulmonar, quedando el volumen gaseoso pulmonar.

#### **Mediciones sobre las radiografías.**

En la figura 18 se pueden observar los bordes y segmentos que se describen en el texto.

En la **radiografía póstero-anterior** de tórax se traza una línea por el borde interno de las costillas. ( Fig. 18 ).

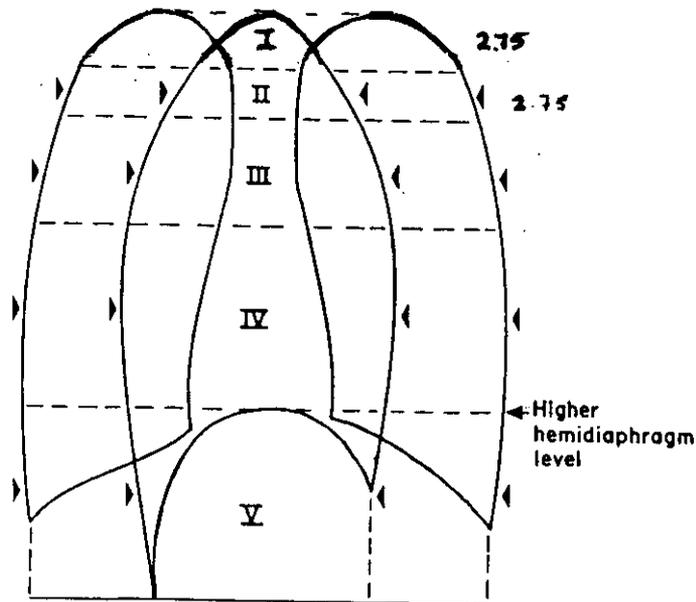


Fig. 18. Superposición de los contornos en la radiografía PA y Lateral de tórax, para delimitar los segmentos I y V en el método elipsoidal.

Se dibujan después dos líneas horizontales partiendo del ápex, una a 2,75 cm y la otra a 5,5 cm, formando los segmentos superiores iguales en altura el segmento I y II. A continuación se traza una línea horizontal a nivel del hemidiafragma mas alto y el área que queda entre el segmento II y el diafragma se divide en dos parte iguales por otra línea horizontal y tendremos los segmentos III y IV.

En la **radiografía lateral** se procede de la siguiente manera: Se traza una línea siguiendo los márgenes pleurales tan lejos como son visualizados.

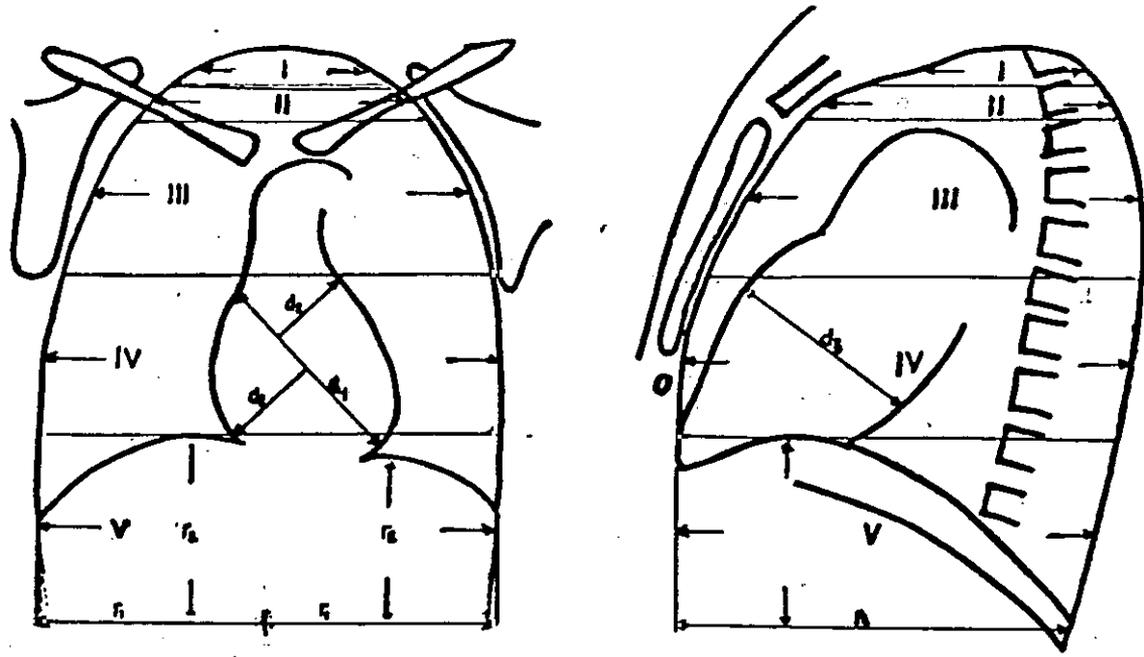
En los casos en los que los dos márgenes internos de las costillas posteriores no están superpuestos, es decir no coinciden, se traza una línea media entre ambos márgenes. Para determinar la localización del ápex en la radiografía lateral de tórax –ver figura 18 –se traza una línea horizontal a nivel del hemidiafragma más alto y se superpone sobre la radiografía póstero –anterior haciendo coincidir el punto más alto del ápex de la radiografía póstero-anterior, ya dibujado, con el de la radiografía lateral que se dibujará en ese momento.

A continuación la radiografía lateral se dividirá en cuatro segmentos superiores como los descritos antes para la radiografía póstero-anterior. Se localizará el ángulo costodiafragmático posterior en la radiografía lateral y se traza una línea horizontal a nivel medio entre los dos senos costodiafragmáticos, si no están superpuestos. El segmento se completa con una línea perpendicular desde el margen pleural anterior a la línea base.

La altura del segmento V en la radiografía lateral se utiliza para completar el segmento V de la radiografía póstero-anterior. Las mediciones realizadas sobre las radiografías póstero – anterior y lateral de tórax, nos permiten conocer la altura, anchura y profundidad de los cinco cilindros elipsoides.

A la suma de los productos parciales se les multiplica por **0,572**, que es el coeficiente corrector, y obtenemos el volumen total de la Caja Torácica. Para el cálculo del volumen no gaseoso, que deberá ser restado del volumen de la caja torácica, se necesitará delimitar dicha área mediante la medición de nuevos segmentos ( Fig. 19 ) que son:

Fig. 19. Ficha individual para el cálculo de la TLC por el Método radiográfico elipsoidal de Barnhard modificado por Loyd.



NOMBRE..... TALLA.....cm. PESO..... Kg

**1º-VOLUMEN DE LA CAJA TORÁCICA.**

SEGMENTOS	ØPA	ØLat	Alt PA	Producto
-Seg- I.....	x	x	=	
-Seg- II....	x	x	=	
-Seg- III...	x	x	=	
-Seg- IV ...	x	x	=	
-Seg - V....	x	x	=	

(1) Suma de productos = ..... x 0,572 = .....

**2º- VOLUMEN NO GASEOSO DENTRO DE LA CAJA TORÁCICA.**

A - Hemidiafragma	(r <sub>1</sub> ) PA	(r <sub>2</sub> ) PA	(r <sub>3</sub> ) Lat.	Producto
Derecho .....		x	x	=
Izquierdo.....		x	x	=
B - Corazón	(d <sub>1</sub> )PA	(d <sub>2</sub> )PA	(d <sub>3</sub> )Lat	
Eje.....		x	x	=

Suma de productos = ..... x 0,381 = .....

C - TEJIDO PULMONAR.....5,94 ml..... x Kilos de peso..... =.....

D- VOLUMEN SANGUINEO..230 ml ..... x m<sup>2</sup> de superf. Corp. . =.....

(2) Suma de los productos del volumen NO gaseoso =.....

Volumen Caja Torácica (1) menos Volumen No gaseoso (2) = TLC radiográfica

- a- Las mediciones para el cálculo del volumen ocupado por cada hemidiafragma aparecen dibujados en la fig 18. La altura ( $r_2$ ) y anchura ( $r_1$ ) en la radiografía pósterio-anterior y la profundidad ( $r_3$ ) en la radiografía lateral.
- b- Para la medición del corazón se traza una línea desde la unión de la vena cava superior a la punta del corazón ( $d_1$ ); desde esta línea se trazan dos perpendiculares al punto más distante de los bordes cardiacos derecho e izquierdo y cuya suma formarán el segmento ( $d_2$ ).

En la radiografía lateral el diámetro del corazón se mide trazando una línea entre ambos márgenes cardiacos y perpendicular al eje del corazón ( $d_3$ ).

La suma de los productos parciales de a y b son multiplicados por el factor de corrección **0,381**. El **volumen del tejido pulmonar<sup>69</sup>** se obtiene multiplicando **5,94 ml** por los **kilos** del paciente.

El **volumen sanguíneo** se obtiene al multiplicar **230 ml** por los **m<sup>2</sup>** del paciente. La suma total del volumen no gaseoso se resta del volumen total de la Caja torácica y nos dará la Capacidad Pulmonar Total (TLC).

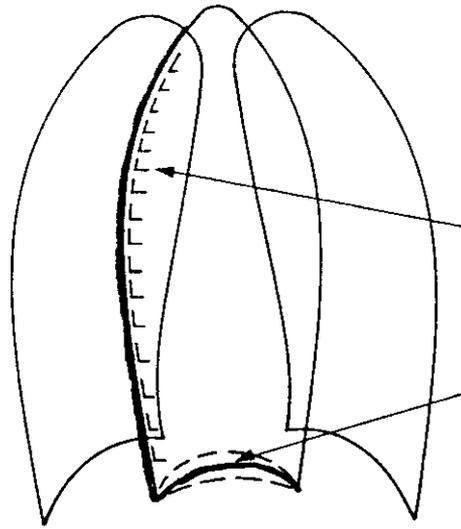
### 3.3.5.2 - Método radiográfico Planimétrico de Pratt modificado por Harris para la medición de la TLC.

Se basa en la medición del volumen de un cuerpo partiendo del área del mismo, siendo más exacto cuanto más regular es la forma geométrica de dicho cuerpo.

El método tiene por finalidad medir el área radiográfica de cada pulmón en las radiografías póstero-anterior y lateral de tórax y mediante la ecuación de Harris (  $TLC = 8.5 \times S - 1200$  ) obtener la Capacidad Pulmonar Total. La S corresponde a la superficie radiográfica en  $cm^2$ .

#### **Mediciones sobre la radiografía**

Usando un rotulador con pintura similar a la tiza y que se borra fácilmente con una bayeta húmeda, se delinearon los campos pulmonares derecho e izquierdo en la radiografía póstero-anterior de tórax, excluyendo la silueta cardíaca y el mediastino. El trazado se realiza siguiendo los márgenes internos de las costillas. Ver Fig. 20, y la explicación que se describe en el texto.



Margen posterior de los  
cuerpos vertebrales.

Línea media entre hemidia-  
fragmas.

Fig 20. Medición de los bordes pulmonares por el método Planimétrico a través de la radiografía PA y Lat. de tórax. En la radiografía lateral el borde posterior se traza siguiendo el margen posterior de los cuerpos vertebrales, y el límite inferior se dibuja equidistante de ambos hemidiafragmas.

En la **radiografía lateral**, el límite inferior del tórax se marca por medio de una línea equidistante de ambos hemidifragmas. A continuación se traza una línea a lo largo de los márgenes posteriores de los cuerpos vertebrales y luego más hacia arriba a lo largo de los márgenes internos de las costillas hacia el vértice pulmonar.

Para efectuar el trazado del vértice se marcó una línea que unió la costilla anterior y la espina posterior describiendo un arco suave, intuitivo.

En la medición del área lateral se incluyeron la silueta cardiaca y el mediastino, pero no la porción de los pulmones que están detrás de la columna vertebral. Una vez delineado el contorno de los pulmones en ambas radiografías se procedió a medir su área por dos procedimientos:

1 - Por medio de un Planímetro.

2 - El mismo sistema por un programa de ordenador (Autocad).

1 - Medición de Volúmenes pulmonares por el **Método Planimétrico**.

Equipamiento:

Se necesita un Planímetro, que es un instrumento de medición de superficies planas regulares o irregulares, usado habitualmente por arquitectos y topógrafos. Mide unos 40 cms de largo por 20 de ancho y 10 de alto.

Se transporta fácilmente en un maletín y su precio aproximado es de unas ciento cinco mil pesetas en la actualidad.

Método de medición:

Se fija el brazo largo del Planímetro en un punto de la superficie radiográfica, como aparece en la figura 22, que permita el desplazamiento del extremo del otro brazo por los bordes de las radiografías previamente marcados. El extremo distal del brazo mas corto del planímetro, lleva una lupa.

Una vez que se localiza la línea o borde, marcada con la lupa, se recorre dicha línea sin levantar la lupa hasta completar cada una por separado las tres superficies que son: el pulmón derecho y el pulmón izquierdo en la radiografía póstero – anterior y la superficie radiográfica de la radiografía lateral de tórax. Los valores de cada superficie medida aparecen en la pantalla del planímetro. Dichos valores vienen dados en  $\text{cm}^2$ .

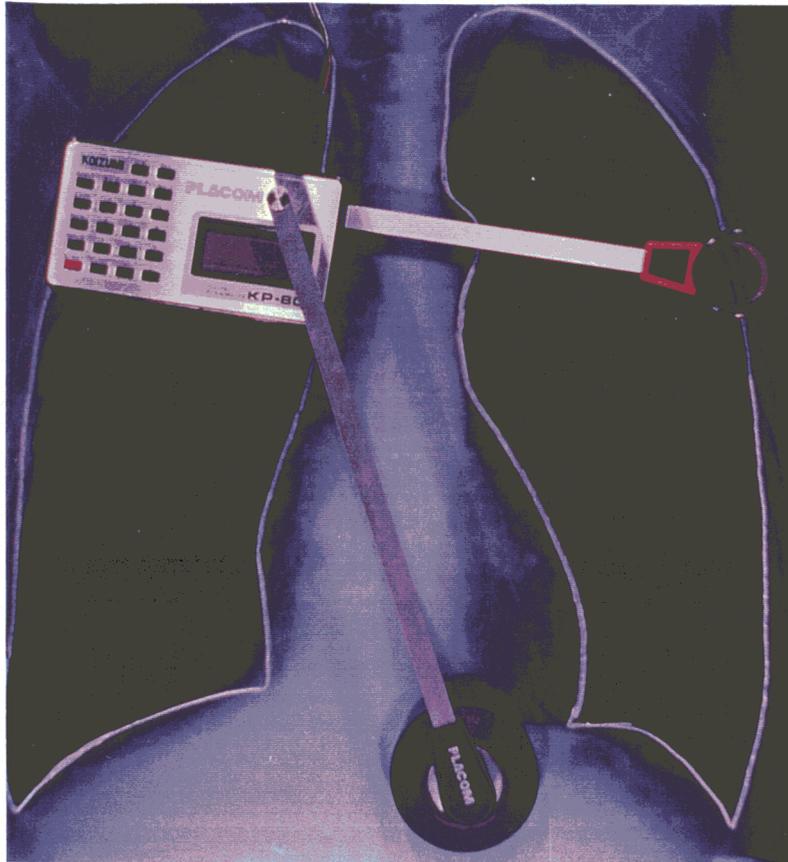


Fig. 22. Posición del planímetro para medir la superficie radiográfica.

El Planímetro utilizado por nosotros es un Kolzumi, marca Placom Digital Planimeter K P – 80, Fuji Corona, Japon. ( Fig. 21 ).



Fig. 21. Planímetro, ya montado, preparado para ser utilizado.

Dicho planímetro calcula directamente el área al delimitar el contorno pulmonar. La precisión del planímetro se aseguró midiendo áreas de figuras geométricas conocidas previamente.

Cálculo del Volumen pulmonar.

El área pulmonar total obtenido por planimetría y en  $\text{cm}^2$  es la suma de las áreas del pulmón derecho y del pulmón izquierdo en la radiografía pósterior – anterior de tórax y el área de ambos pulmones superpuestos en la radiografía lateral. Así tendremos que:

El área radiográfica pulmonar por planimétrica = ( PD + PI ) + PL.

Aplicando la fórmula de regresión de Harris para el cálculo de la TLC

Tendremos:

$$\text{TLC}_{\text{cc}} = 8,5 \quad \times \quad \text{Area pulmonar planimétrica} \quad - \quad 1,2$$

$$\text{TLC}_{\text{litros}} = 0,0085 \quad \times \quad ( \text{PD} + \text{PI} + \text{PL} ) \text{ cm}^2 \quad - \quad 1,2$$

3.3.5.2.– **Medición de la TLC por medio de un programa específico de medición de superficies planas ( AUTOCAD ) por ordenador.** ( Fig. 23 ).

Fundamento del método.

Se trata de un método de medición de la TLC a partir de una radiografía PA y Lat. de tórax usando los mismos criterios que el método planimétrico. Se precisa un ordenador con un programa específico de medición de superficies planas, una tableta digitalizadora y un sistema señalizador similar al ratón.

Se marcan los bordes de las radiografías Pa y lat de tórax siguiendo las mismas normas que para el método planimétrico. A continuación se calcan sobre papel vegetal las superficies radiográficas a medir. Esto se hace para poder colocarlas sobre la tableta digitalizada que es donde se hacen las mediciones.

El perímetro marcado en papel vegetal se recorre por medio de un sistema señalizador, similar al ratón, con el que se digitaliza sobre la tableta el perfil del área a medir. En la pantalla del ordenador aparecen los valores de las tres superficies medidas en las radiografías de cada paciente en  $\text{cm}^2$ , que los transformaremos en Volumen (cc) por medio de la ecuación de regresión de Harris.

$$\text{TLC}_{\text{cc}} = 8,5 \times (\text{Área PD} + \text{PI} + \text{PL}) - 1.2$$



Fig. 23. Ordenador con tableta digitalizadora y sistema señalizador.

## Material necesario

1° - Un ordenador con 8 mb de memoria RAM y una velocidad de 100 megahertzios.

2° - Un programa específico de medición de superficies planas, de uso habitual por arquitectos, denominado AUTOCAD. Hemos utilizado la versión 12, disponible en la oficina técnica de mantenimiento de nuestro hospital. Su precio aproximado es de 160.000 pesetas. Permite medir áreas de polígonos irregulares.

3° - Una tableta digitalizadora, tamaño DIN A – 3, provista de un sistema señalizador, similar al ratón, con el que se digitaliza sobre la tableta el perfil del área a medir. El precio aproximado de la tableta es de unas 30.000 pesetas.

El área a medir sobre dicha tableta digitalizadora es el perímetro de la superficie del pulmón derecho e izquierdo en la radiografía PA y el perímetro de la superficie de la radiografía lateral, previamente señalizado y calcado en papel vegetal, que cabe y se ve mejor sobre la tableta digitalizadora. ( Fig. 24 ).

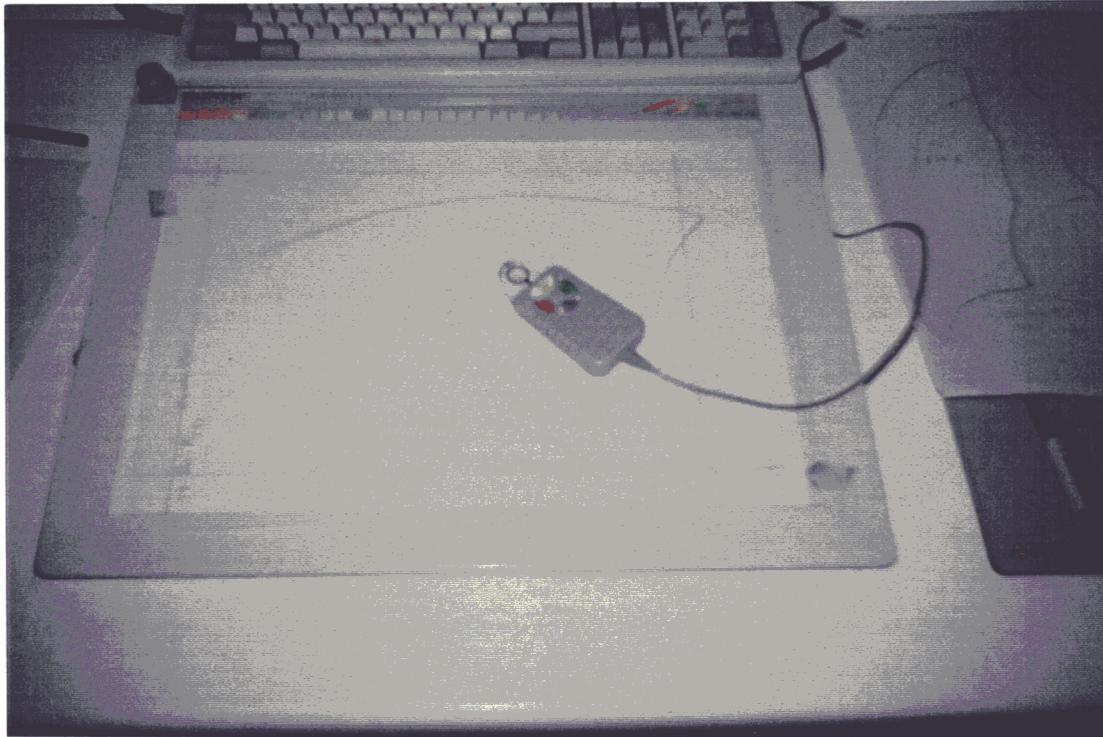


Fig. 24. Medición del perímetro de la superficie radiográfica, calcada en papel vegetal, con el sistema señalizador.

#### Descripción del método

El método de medición se compone de tres partes.

##### **1ª - Crear un Boceto.**

A partir de un punto se inicia el recorrido del contorno hasta llegar de nuevo al punto inicial.

## **2ª - Designar una Polilínea.**

Tiene como fin convertir los puntos en una línea entera. Posteriormente se transforma en superficie. El ordenador saca en pantalla la Polilínea que recorrimos con el señalizador.

## **3ª - Medición del Área.**

Pulsando en un punto cualquiera de la polilínea mediante el señalizador aparece el área de dicha superficie en  $\text{cm}^2$ .

### 3.4 – Descripción del método estadístico aplicado.

Se ha seguido un estudio estadístico diferente para cada uno de los dos objetivos de esta tesis.

3.4.1 - Para el **primer objetivo** de la tesis, que es el de comparar la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) por Métodos Radiográficos con la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) por Pletismografía, se ha seguido el análisis estadístico de **Correlación Lineal** y cálculo del **Coefficiente de Correlación de Pearson** para una confianza del 95% (  $p < 0'05$  ), y representación gráfica de la **regresión individual** de cada par, con los márgenes de confianza definidos anteriormente ( 95 % y  $p < 0'05$  ). Dicho estudio fue realizado con el soporte del **programa S P S S**, con licencia.

3.4.2 - Para el **segundo objetivo** de la tesis que es el de analizar las diferencias existentes entre las mediciones realizadas sobre radiografías de tórax con y sin Inspirómetro, se ha efectuado una **Comparación de medias** de valores pareados y se ha calculado el valor de **significación “ t ”**. Se ha utilizado el **Programa S P S S**, al igual que en el caso anterior, con licencia.

## **RESULTADOS**

**Abreviaturas usadas con frecuencia:**

Capacidad Pulmonar Total = **(TLC)**.

Capacidad Pulmonar Total Pletismográfica = **TLC-Pltm.**

Capacidad Pulmonar Total por Dilución de Helio en circuito abierto = **TLC-He.(ca)**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico elipsoidal de Barnhard-Loyd =  
**TLC-RxE.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico = **TLC-RxP.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico por medio del  
programa autocad de medición de superficies a través del ordenador = **TLC-RxD.**

**VC IN** = Capacidad Vital Inspiratoria

**PIF** = Flujo Inspiratorio Pico.

**ERE** = Diámetro del Espacio Retroesternal.

## **IV – RESULTADOS.**

### **4.1 – Resultados de la TLC obtenidos en:**

**A - En los distintos grupos de pacientes y por los distintos métodos.**

**4.1.1 – Grupo – I. Con función ventilatoria normal.**

**4.1.2 – Grupo – II. Con obstrucción de la vía aérea.**

**4.1.3 – Grupo – III. Con trastorno ventilatorio restrictivo.**

**B - En conjunto, en los 75 pacientes.**

**4.2 – Resultados de los valores obtenidos en las radiografías póstero – anterior y lateral de tórax con y sin Inspirómetro en 12 pacientes con obstrucción de la vía aérea, en las que se midió:**

**4.2.1 – Grado de inspiración alcanzado.**

**4.2.2 – Grado de hiperinsuflación y atrapamiento aéreo.**

**4.2.3 –TLC alcanzada, medida por el método radiográfico planimétrico y por el método radiográfico específico ( Autocad ) de medición de superficies a través del ordenador.**

## IV - RESULTADOS

La exposición de los resultados se hará siguiendo el mismo orden que nos planteamos al describir los objetivos.

### 4.1 – Resultados de la TLC en los distintos grupos y por los diversos métodos.

La medición de la Capacidad Pulmonar Total (TLC) de cada uno de los tres grupos de pacientes se expone de forma detallada en las tablas correspondientes y siguiendo siempre este orden: **Grupo – I.** ( con función ventilación normal ). **Grupo – II.** ( con obstrucción de la vía aérea ). **Grupo – III.** ( con trastorno ventilatorio restrictivo ).

La TLC se ha obtenido por distintos métodos y queda reflejado su valor en las tablas correspondientes. Empezando por la columna de la izquierda de cada tabla, figura la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía (TLC-Pltm), seguido de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard-Loyd (TLC-RxE) y de las diferencias entre ambas mediciones (Dif TLC-Pltm – TLC-RxE).

La columna siguiente corresponde a la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico planimétrico de Harris (TLC-RxP), seguido de su diferencia con el método que sirve de comparación que es el Pletismográfico (Dif TLC-Pltm - TLC-RxP).

A continuación se expone la columna correspondiente a la Capacidad Pulmonar Total obtenida a través de la medición de la radiografía por un programa

de ordenador (TLC-RxD) y su diferencia con la Capacidad Pulmonar Total por Pletismografía (Dif TLC-Pltm – TLC-RxD).

Por último figuran las mediciones de la Capacidad Pulmonar Total por Helio en circuito abierto y respiración única (TLC-He) y su diferencia con la Capacidad Pulmonar Total Pletismográfica (Dif TLC-Pltm – TLC-He).

4.1.1 – Valores de TLC obtenidos en sujetos con función ventilatoria normal.

Tabla VIII. Valores de TLC obtenidos por Pletismografía ( TLC – Pltm ), por Método Radiográfico Elipsoidal ( TLC - Rx E ), por Planimetría ( TLC - Rx P), por Planimetría por Ordenador ( TLC - Rx D ), por Dilución de Helio en circuito abierto ( TLC - He ).

Nº	TLC Pltm	TLC RxE	Dif-TLC Pltm-RxE	TLC RxP	Dif-TLC Pltm-RxP	TLC RxD	Dif-TLC Pltm-RxD	TLC He	Dif-TLC Pltm-He
1	7990	7860	130	7758	232	7360	630	6500	1490
2	6890	7270	-380	6632	258	6790	100	6600	29
3	6500	6980	-480	6251	251	6398	102	6510	-10
4	6100	6120	-70	5061	1039	5209	891	5700	360
5	8360	8770	-410	7759	601	7922	483	8180	180
6	6620	6630	-10	6239	381	6420	200	6400	220
7	6270	6610	-340	6319	-49	6590	-320	6320	-60
8	6540	6950	-410	6100	440	6082	458	5840	700
9	4370	5678	-1308	5000	-630	5080	-710	4060	260
10	8380	8080	300	7820	460	7900	480	7810	510
11	7840	8300	-460	7350	490	7690	150	7900	-60
12	5010	5220	-210	5200	-190	5351	-341	4260	1280
13	5590	5710	-120	5350	240	5820	-230	5300	290
14	5990	6300	-310	5459	513	5750	240	6020	-30
15	4230	4580	-350	4129	101	4328	-90	4100	130
16	6100	5690	410	5900	200	5910	-190	5600	500
17	5400	5482	-82	5295	105	5321	79	5300	100
18	6380	6023	357	6210	170	6199	181	5400	980
19	7280	6920	360	7120	160	7025	255	6320	960
20	7540	7086	454	6980	560	7050	490	5800	1740
21	7400	7290	110	7110	290	7200	200	7000	400
22	6120	6500	-380	6209	-109	6124	-4	5900	220
23	5600	5447	157	5721	-121	5630	-30	5200	400
24	5400	4830	570	5250	150	5121	279	4500	900
25	8000	8145	-145	7653	347	7490	510	8050	-50
	6'470	6'572	0'116	6'229	0'250	6'259	0'211	6'022	0'448

Tabla – VIII. TLC del Grupo – I. Pacientes con función ventilatoria normal.

En los 25 pacientes con función ventilatoria normal se obtuvieron los siguientes valores de TLC por los diferentes métodos. Ver Tabla - IX.

Variable	Media (l)	SD (l)	Media de las Dif. con la TLC - Pltm
<b>TLC - Pltm</b>	<b>6'470</b>	<b>1'171</b>	
<b>TLC - Rx E</b>	<b>6'572</b>	<b>1'123</b>	<b>-0'116</b>
<b>TLC - Rx P</b>	<b>6'229</b>	<b>1'014</b>	<b>0'250</b>
<b>TLC - Rx D</b>	<b>6'259</b>	<b>1'046</b>	<b>0'176</b>
<b>TLC - He</b>	<b>6'022</b>	<b>1'089</b>	<b>0'448</b>

Los valores de **TLC - Pletismográfica** obtenidos oscilaron entre los 4'230 litros (l) y los 8'380 litros, siendo la **media de 6'470 (l)**, con una desviación estándar (**SD**) de **1'171 (l)**.

Con el método radiográfico elipsoidal de Barnhard - Loyd se obtuvieron los valores medios más altos de TLC, superando a las mediciones por Pletismografía, por Planimetría y por Dilución de Helio.

Las mayores diferencias en las mediciones de la TLC las encontramos en los casos números ( **1, 12 y 20** ) al comparar la TLC-He con la TLC- Pltm. También llama la atención en el caso nº 9 la diferencia encontrada entre los valores de TLC-RxE y la TLC-Ptm que es **1'308** litros a favor de la TLC-RxE.

En el caso n° 4 los valores de TLC por Planimetría son bastantes más bajos ( 1'039 litros ) que los obtenidos por TLC-RxE.

Al comparar los valores de TLC de cada uno de los demás métodos con los valores de TLC obtenidos por Pletismografía se obtuvieron los siguientes “Coeficientes de Correlación “.

Coeficiente de correlación entre la TLC – Pletismográfica y la TLC obtenida por los distintos métodos de medición. ( Tabla – X ).

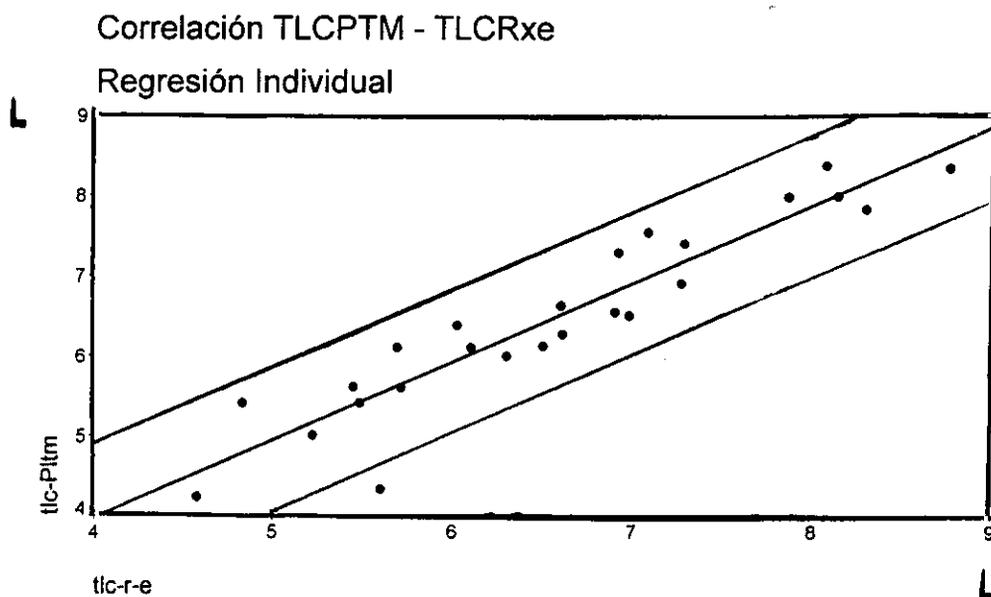
	<b>TLC-RxE</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>TLC-RxD</b>	<b>TLC-He</b>
<b>TLC-Pltm</b>	<b>0'938</b>	<b>0'962</b>	<b>0'918</b>	<b>0'761</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>

También se ha analizado la correlación de los valores de TLC de dos métodos radiográficos entre sí: El elipsoidal y el planimétrico a través del ordenador. Se puede apreciar el coeficiente de correlación en la Tabla – XI.

	<b>TLC – Rx E</b>
<b>TLC - Rx D</b>	<b>0'903</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>

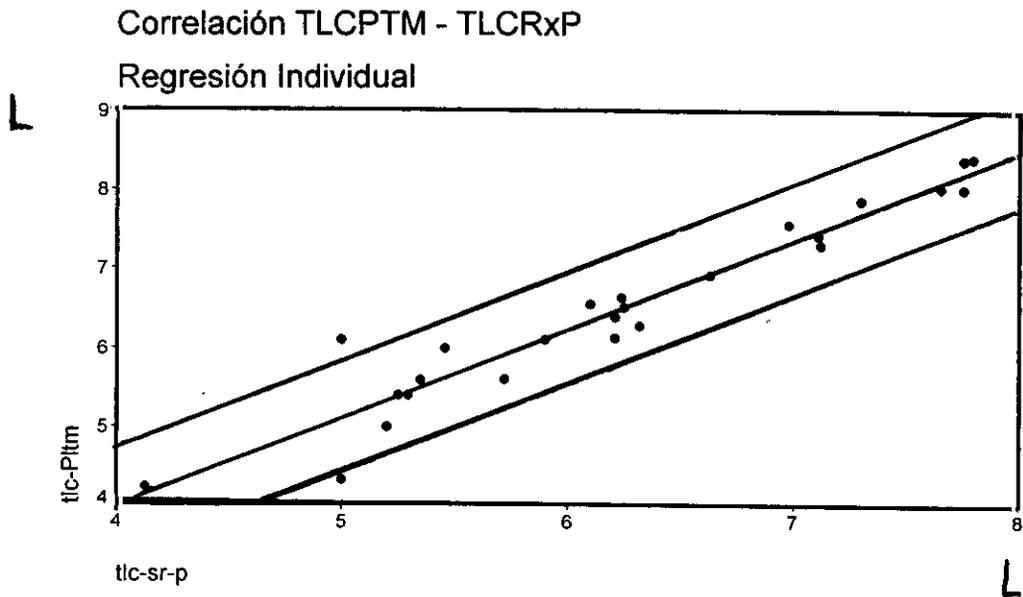
La representación **gráfica** de los coeficientes de correlación, correspondientes al Grupo - I (Con función ventilatoria normal) se exponen a continuación en las figuras 25, 26, 27, 28 y 29.

Representación **gráfica de la Correlación** de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard-LoyD (**TLC-Pltm con la TLC-Rx E**). ( Fig. 25 )



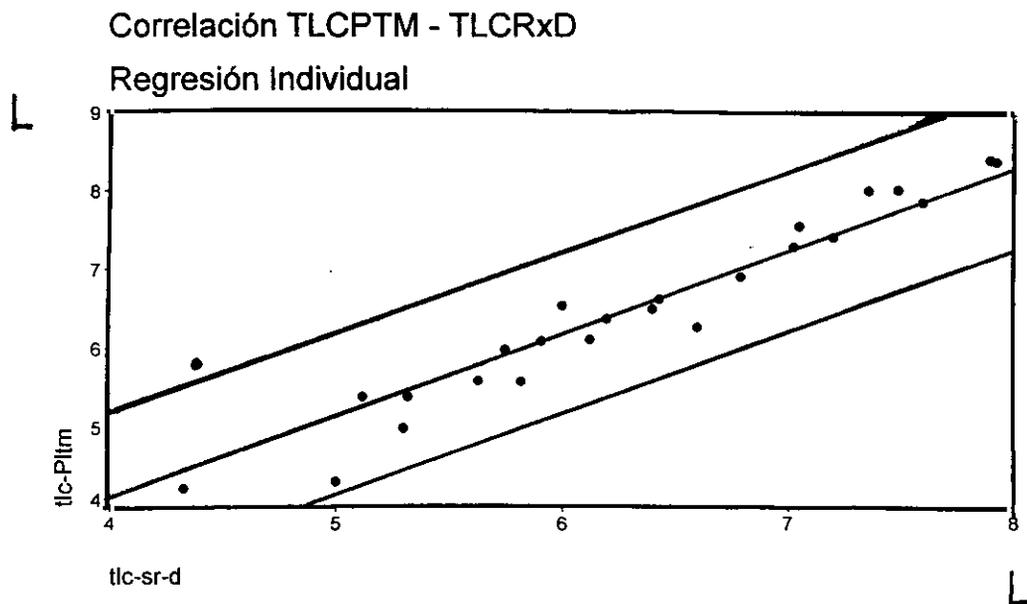
**Grupo -I.  $r = 0'938$**

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico Planimétrico. (TLC-Pltm con la TLC-Rx P). ( Fig. 26)



Grupo - I.  $r = 0'962$

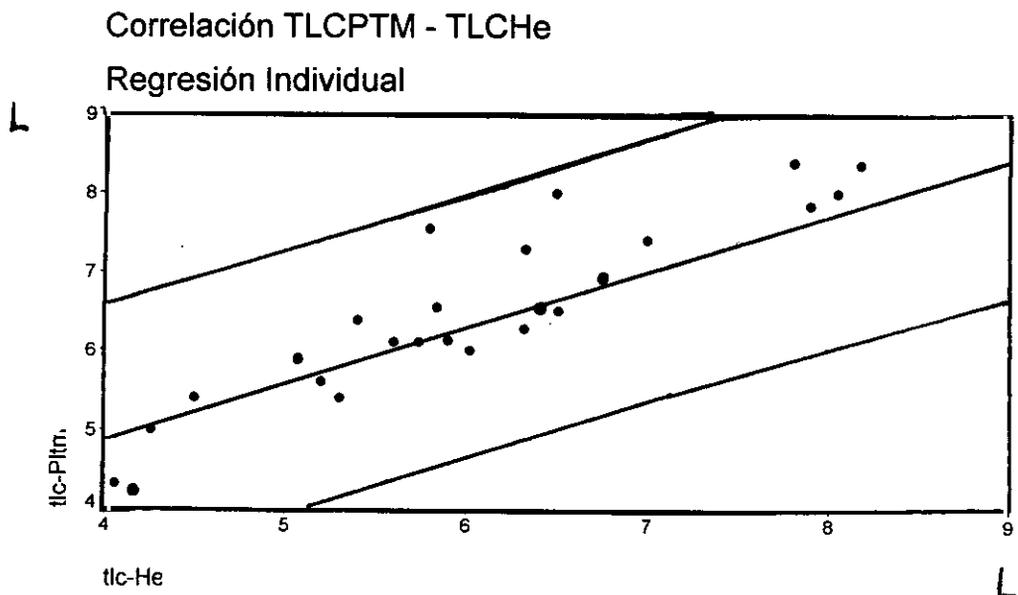
Representación **gráfica de la Correlación** de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico a través de un programa de medición de superficies (autocad) del ordenador ( **TLC-Pltm con la TLC-RxD** ). (Fig. 27 )



**Grupo - I.  $r = 0'918$**

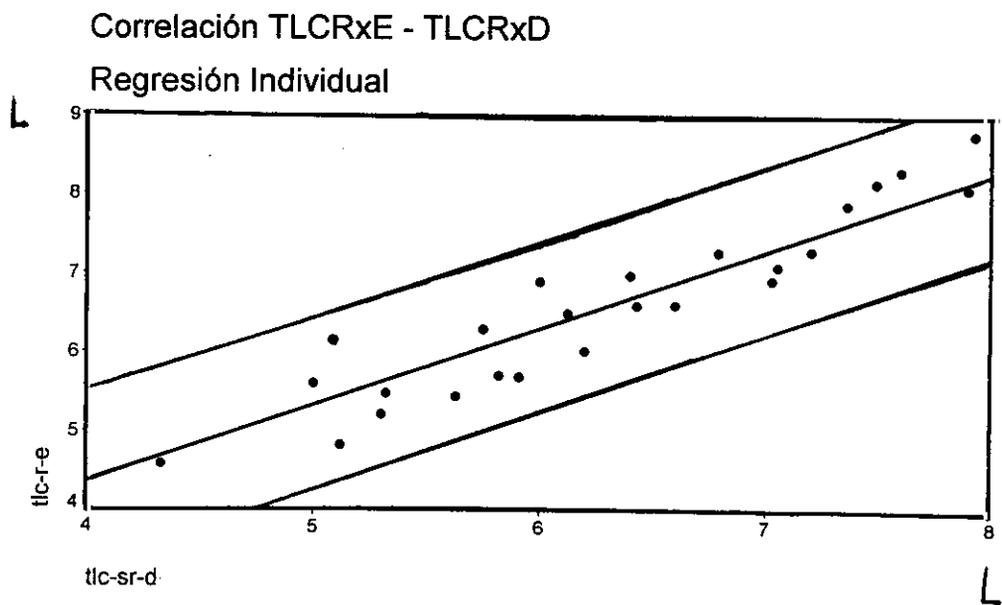
Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Dilución de Helio en circuito abierto y en respiración única. ( TLC-Pltm con la TLC-He ).

( Fig. 28 )



Grupo- I.  $r = 0.761$

Representación gráfica de la Correlación de dos métodos Radiográficos entre sí. La Capacidad Pulmonar Total obtenida por el Método radiográfico elipsoidal y la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el programa de ordenador ( autocad) de medición de superficies planas.( TLC-Rx E – TLC- Rx D ) (Fig. 29)



Grupo- I.  $r = 0'903$

4.1.2 – Valores de TLC obtenidos en pacientes con obstrucción de la vía aérea.

Tabla XII. Valores de TLC por Pletismografía, por Método radiográfico elipsoidal, por Planimetría, por Ordenador y por Dilución de Helio. Cálculo de las medias y la media de las diferencias.

Nº	TLC Pltm	TLC Rx E	Dif-TLC Pltm-RxE	TLC Rx P	Dif-TLC Pltm-RxP	TLC Rx D	Dif-TLC Pltm-Rx D	TLC He	Dif-TLC Pltm-He
1	9150	10600	- 1450	8057	1093	8553	597	5012	4130*
2	8364	8950	- 586	8421	- 57	8842	- 478	5876	2488
3	6690	7321	- 631	6152	538	6503	187	6345	345
4	5640	6832	-1192	5910	-270	6211	- 571	3741	1899
5	6870	7801	- 931	7163	- 293	7490	- 620	5283	1587
6	5060	5730	- 670	5951	- 891	6451	-1391	5040	20
7	7860	9840	- 1980	7431	429	7752	108	7082	778
8	7130	7901	- 771	6890	240	7052	78	5798	1332
9	6380	7200	- 820	6291	89	6670	- 290	5081	1290
10	6890	8271	- 1381	7262	- 372	7671	- 781	6682	208
11	6550	9141	- 2591*	6824	- 274	6540	10	6400	150
12	6690	7220	- 530	7945	-1255	8502	- 1812	6100	590
13	5010	5891	- 881	5631	- 621	6064	- 1054	4800	210
14	7410	9301	-1891	7041	369	7401	9	6290	1120
15	6870	7301	- 431	6230	640	6513	357	5931	939
16	5070	4930	140	5421	- 351	5832	- 762	4352	718
17	3682	3912	- 230	3301	381	3391	291	2971	711
18	6152	6301	- 149	5441	711	5781	371	4722	1430
19	4081	3741	340	4190	- 109	4501	- 420	3501	580
20	7900	7480	420	7720	180	7810	90	4700	3200
21	7320	8079	- 759	7986	- 666	7892	- 572	2600	4720
22	9250	9335	- 85	8850	400	8720	530	4000	5250
23	7900	8327	- 427	8610	710	8120	- 220	4700	3200
24	6700	7135	- 435	6954	- 254	7015	-315	4200	2500
25	8300	8571	- 271	8211	89	8092	208	5300	3000

-----  
6'742 7'480 - 0'738 6'795 - 0'053 7'013 - 0'271 5'060 1'682  
-----

Tabla-XII. TLC del Grupo – II. Pacientes con obstrucción de la vía aérea.

En los 25 pacientes con obstrucción de la vía aérea se obtuvieron los siguientes valores de TLC por los diferentes métodos: (Tabla – XIII ).

Variable      Media (l)    SD (l)    Media de las Dif con  
la TLC-Pltm

<b>TLC-Pltm</b>	<b>6'742</b>	<b>1'421</b>	
<b>TLC-Rx E</b>	<b>7'480</b>	<b>1'720</b>	<b>0'731</b>
<b>TLC-Rx P</b>	<b>6'795</b>	<b>1'365</b>	<b>0'053</b>
<b>TLC-Rx D</b>	<b>7'013</b>	<b>1'308</b>	<b>0'271</b>
<b>TLC-He</b>	<b>5'060</b>	<b>1'030</b>	<b>1'682</b>

Los valores mas altos de TLC se consiguieron con el método radiográfico elipsoidal, mientras que la media mas baja correspondió a los valores obtenidos por el método de Dilución de Helio.

Llama la atención la gran diferencia que se aprecia en el caso nº 1 entre las mediciones de la TLC por Rx E y por He. También se observa una gran diferencia entre los valores de TLC obtenidos por Pltm y por Rx E en el caso nº 11 y otros como el nº 7 y 14.

Al comparar los valores de la TLC de cada uno de los distintos métodos con los valores de TLC obtenidos por Pletismografía se obtuvieron los Coeficientes de Correlación de Pearson. ( Tabla - XIV ).

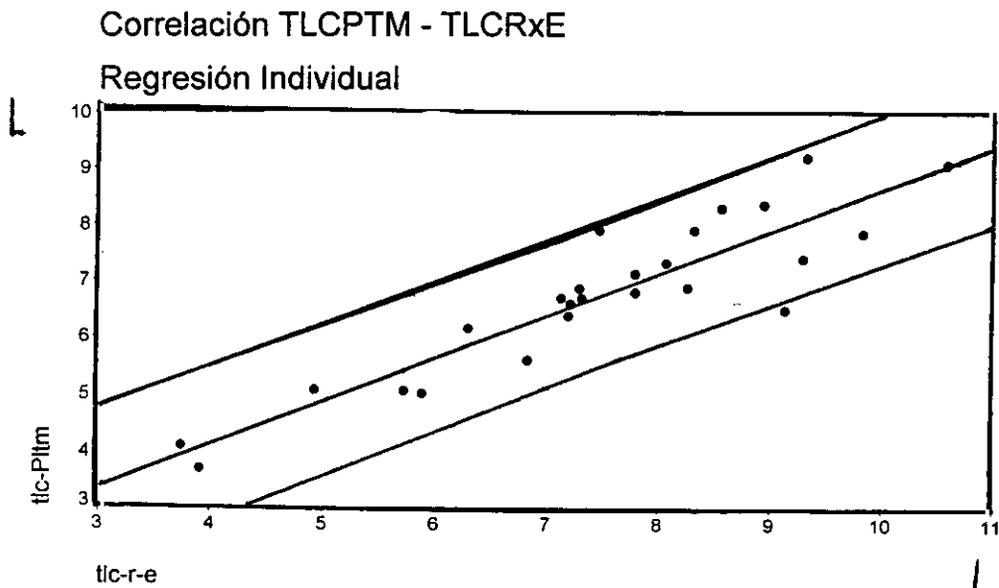
	<b>TLC-RxE</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>TLC-RxD</b>	<b>TLC-He</b>
<b>TLC-Pltm</b>	<b>0'910</b>	<b>0'919</b>	<b>0'904</b>	<b>0'231</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt;0'0001</b>	<b>p= 0'264</b>

También se ha analizado la correlación de los valores de la TLC por el Método Planimétrico con la TLC obtenida por el método específico ( Autocad ) de medición de superficies a través del ordenador. La correlación obtenida es la siguiente: (Tabla - XV ).

	<b>TLC-Rx D</b>
<b>TLCP-RxP</b>	<b>0'980</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>

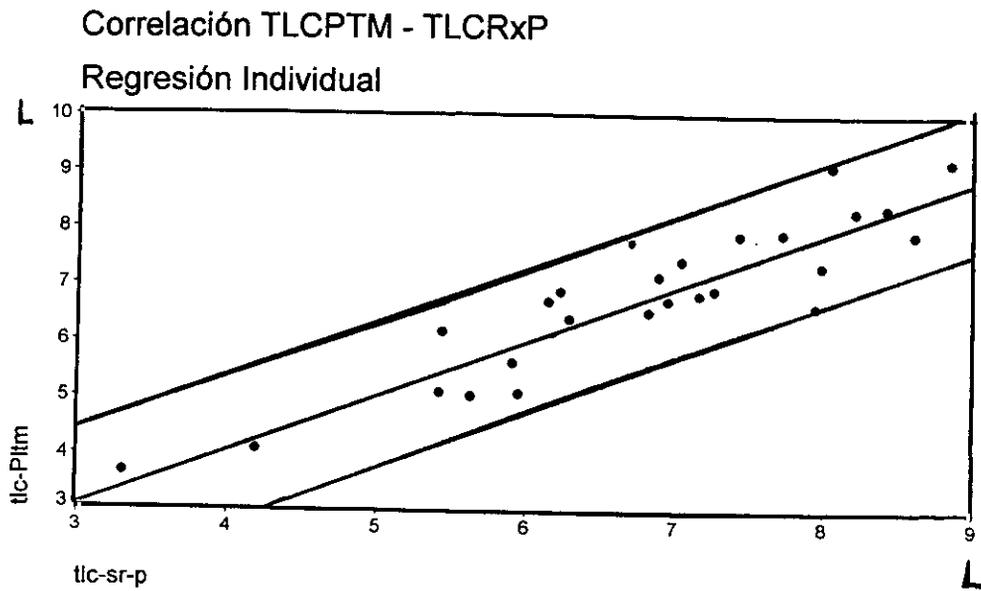
La representación gráfica de los coeficientes de correlación correspondientes al **Grupo – II** (Obstructivos) se exponen en las figuras **30, 31, 32, 33 y 34**.

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard-Loyd. ( TLC-Pltm con la TLC-Rx E). (Fig. 30 ).



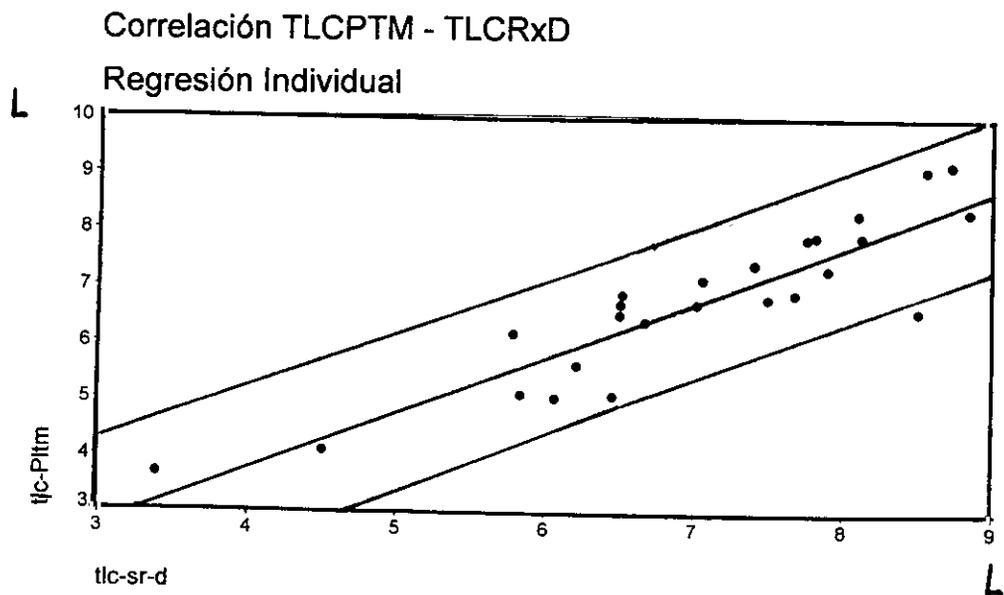
Grupo - II ( Obstructivos ).  $r = 0.910$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método Radiográfico Planimético de Harris. ( TLC-Pltm con la TLC-Rx P ). (Fig. 31).



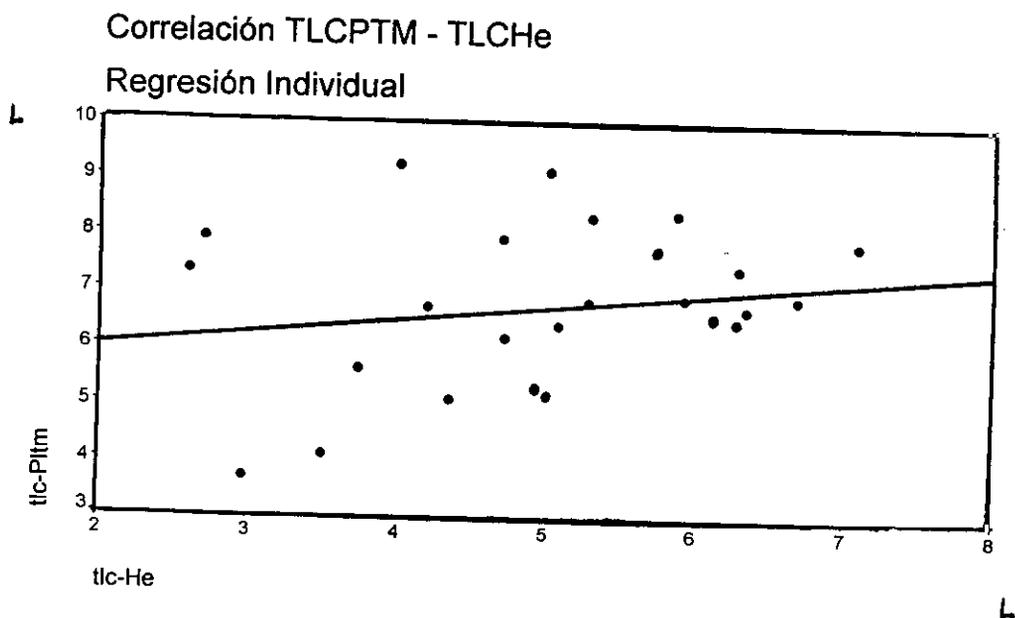
Grupo - II (Obstructivos).  $r = 0.919$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico de medición de superficies planas ( autocad ) a través del ordenador. (TLC-Pltm con la TLC-Rx D). (Fig 32)



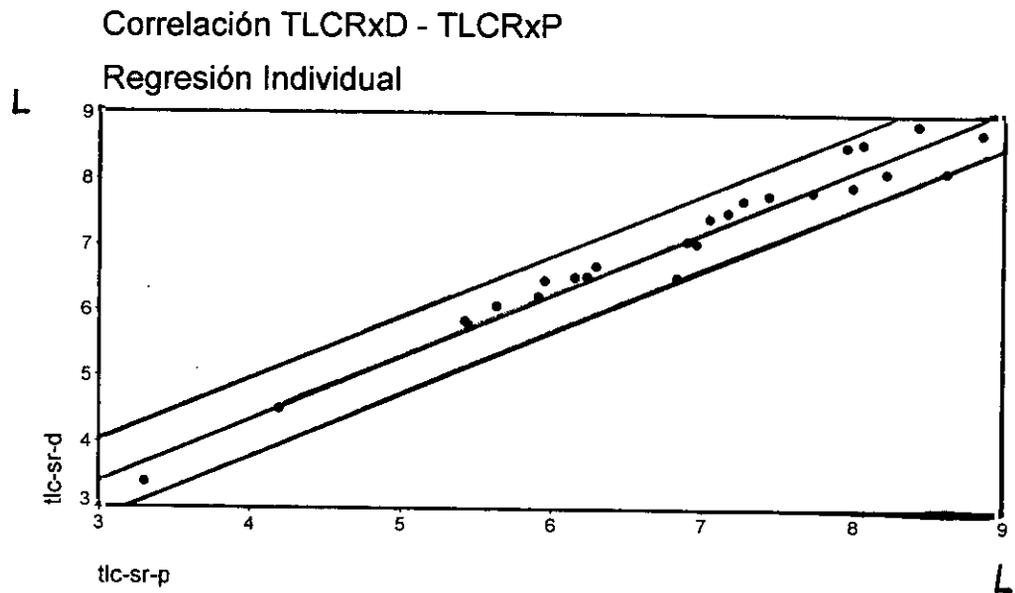
Grupo - II ( Obstructivos ),  $r = 0.904$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método de Dilución de Helio en circuito abierto y en respiración única. (TLC-Pltm con la TLC- He ). (Fig.33)



Grupo - II ( Obstructivos ).  $r = 0'231$   $p = 0'264$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total entre dos métodos planimétricos. Capacidad Pulmonar Total por el método de medición de superficies planas ( autocad ) a través del ordenador y la Capacidad Pulmonar Total por Planimetría. ( TLC-Rx D con la TLC-Rx P ). (Fig.34 )



Grupo - II ( Obstructivos ).  $r = 0.980$

4.1.3 –Valores de la TLC obtenidos en pacientes con trastorno ventilatorio

**Restringido.**

Tabla - XVI. Valores de TLC por Pletismografía, por método radiográfico elipsoidal, por Planimetría, por Ordenador y por Dilución de Helio. Cálculo de las medias y de la media de las diferencias.

Nº	TLC Pltm	TLC Rx E	Dif-TLC Pltm-RxE	TLC Rx P	Dif-TLC Pltm-RxP	TLC Rx D	Dif-TLC Pltm-RxD	TLC He	Dif-TLC Pltm-He
1	4672	4371	301	4152	520	4453	219	3251	1421
2	3021	3633	-612	3423	-402	3621	-600	3010	11
3	5960	7310	-1350	6201	-241	6509	-549	5781	179
4	6329	5960	360	5881	439	5823	506	6211	118
5	3019	3365	-346	3219	-200	3394	-375	2998	21
6	4690	5601	-910	4831	-141	5094	-404	3851	839
7	5371	6361	-990	5561	-190	5923	-552	5321	50
8	4741	5061	-320	4621	120	4832	-91	4542	199
9	3642	5165	-1523	3763	-121	4259	-617	3512	130
10	4959	6743	-1787*	5527	-568	5812	-853	4831	128
11	5736	5309	425	4709	1027	4879	857	4569	1175
12	3056	2809	247	1931	1125*	2023	1033	2609	447
13	3441	3419	22	3585	-144	3799	-342	3312	129
14	4414	4321	93	3607	807	3842	572	4061	353
15	3736	3935	-199	3474	262	3634	102	3462	274
16	3492	3291	138	3816	324	4019	-527	3490	2
17	4501	4414	87	4191	310	4327	174	4408	93
18	3402	3250	152	3730	-328	3890	-488	3365	37
19	6273	7802	-1529	6551	-278	6910	-637	6022	201
20	5880	6362	-482	6741	-861	6090	-210	4961	919
21	6060	7681	-1621*	6043	17	6392	-332	4662	1398
22	5450	5871	-421	5211	239	5321	129	5413	37
23	5941	7000	-1059	5441	500	5716	225	4742	1199
24	5073	4932	141	5421	-348	5832	-759	4352	721
25	4920	5010	-90	5210	-290	5173	-253	4750	170

----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- ----- -----  
 4'675 5'197 -0'522 4'636 0'039 4'865 -0'190 4'301 0'374

Tabla – XVI. TLC del Grupo – III. Pacientes con trastorno ventilatorio restrictivo.

En los 25 pacientes con trastorno ventilatorio **restrictivo** se obtuvieron los siguientes valores de TLC por los diferentes métodos: Ver Tabla - XVII.

Variable      **Media (l)**    **SD (l)**    **Media de las Dif. con  
la TLC-Pltm**

<b>TLC-Pltm</b>	<b>4'675</b>	<b>1'069</b>	
<b>TLC-Rx E</b>	<b>5'197</b>	<b>1'548</b>	<b>- 0'522</b>
<b>TLC-Rx P</b>	<b>4'636</b>	<b>1'217</b>	<b>0'039</b>
<b>TLC-RxD</b>	<b>4'865</b>	<b>1'186</b>	<b>- 0'190</b>
<b>TLC-He</b>	<b>4'301</b>	<b>1'051</b>	<b>0'374</b>

Los valores más altos de TLC se consiguieron también con el método radiográfico elipsoidal, mientras que los valores más bajos correspondieron a los obtenidos por el método de dilución de Helio.

La mayor discordancia entre los valores de TLC- Pltm y TLC-Rx E se encuentra en los casos **10** y **21**. La diferencia más grande entre la TLC-Pltm y Planimétrica se encuentra en el caso n° **12**.

La comparación de los valores de **TLC de cada uno de los distintos métodos** con los valores de TLC obtenidos por **Pletismografía** nos dió el Coeficiente de Correlación siguiente: Ver Tabla – XVIII.

	<b>TLC-RxE</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>TLC-RxD</b>	<b>TLC- He</b>
<b>TLC-Pltm</b>	<b>0'805</b>	<b>0'888</b>	<b>0'887</b>	<b>0'782</b>
	<b>p&lt;0'0001</b>	<b>p&lt;0'0001</b>	<b>p&lt;0'0001</b>	<b>p&lt;0'0001</b>

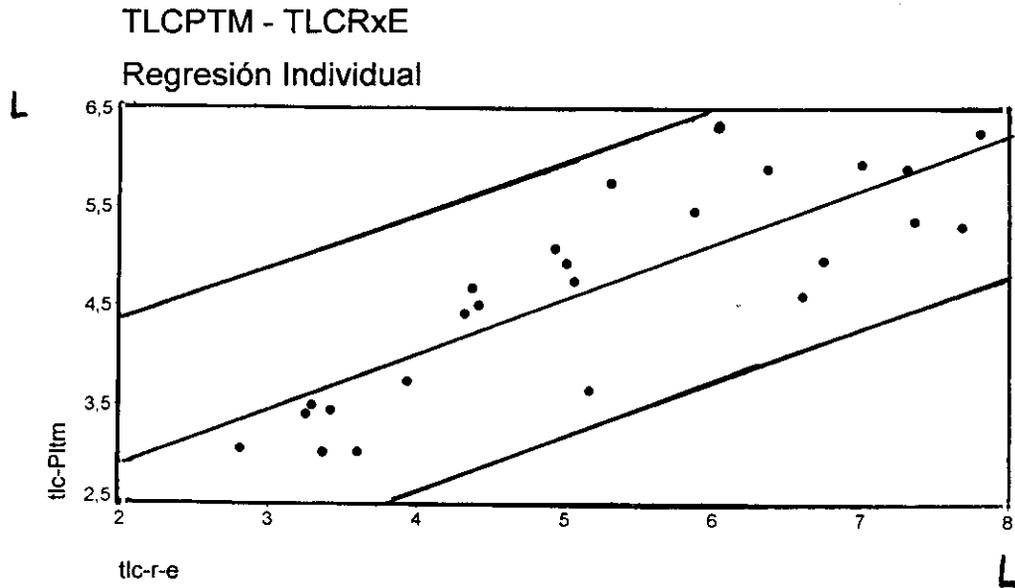
También se ha analizado la correlación de los valores de TLC por el método **radiográfico elipsoidal** con los valores de TLC obtenidos por el método específico (AUTOCAD ) de medición de superficies a través del **ordenador**.

La Correlación obtenida entre los valores de TLC de dos métodos radiográficos es la siguiente: Ver Tabla – XIX.

	<b>TLC-Rx D</b>
<b>TLC-Rx E</b>	<b>0'898</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>

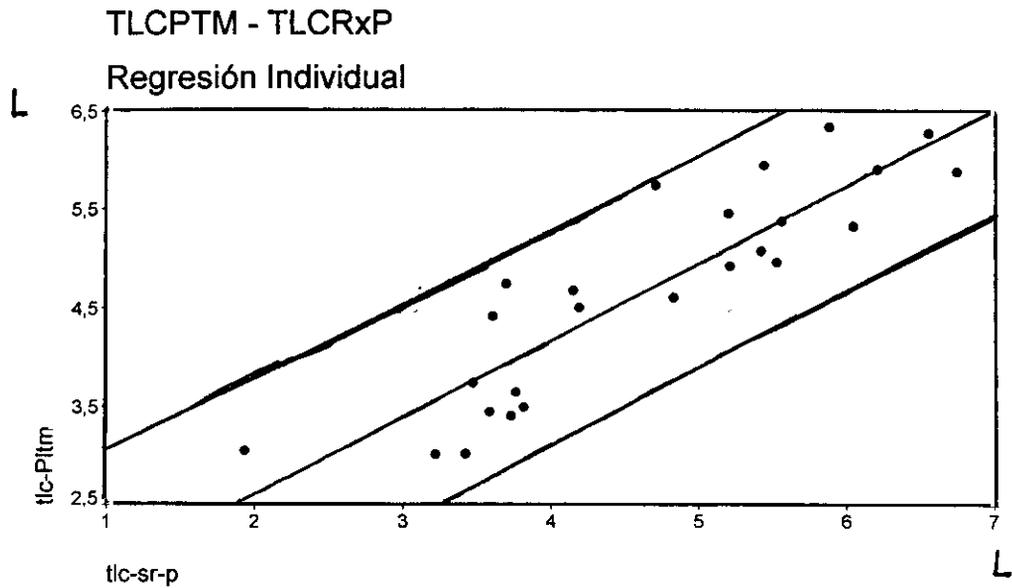
La representación gráfica de los coeficientes de correlación correspondientes a los pacientes del **Grupo- III** ( Restrictivos ), se exponen a continuación en las figuras: **35, 36, 37, 38 y 39**.

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard – Loyd. (TLC-Pltm con la TLC-Rx E). (Fig. 35 )



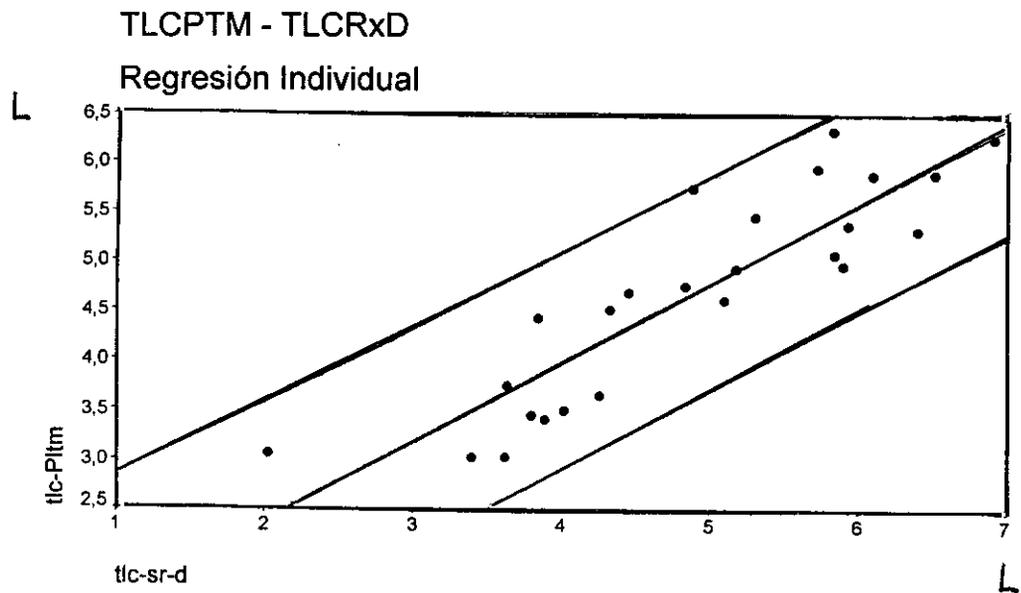
**Grupo - III. ( Restrictivos ).  $r = 0'805$**

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico planimétrico de Harris. ( TLC-Pltm con la TLC -Rx P ). (Fig. 36 )



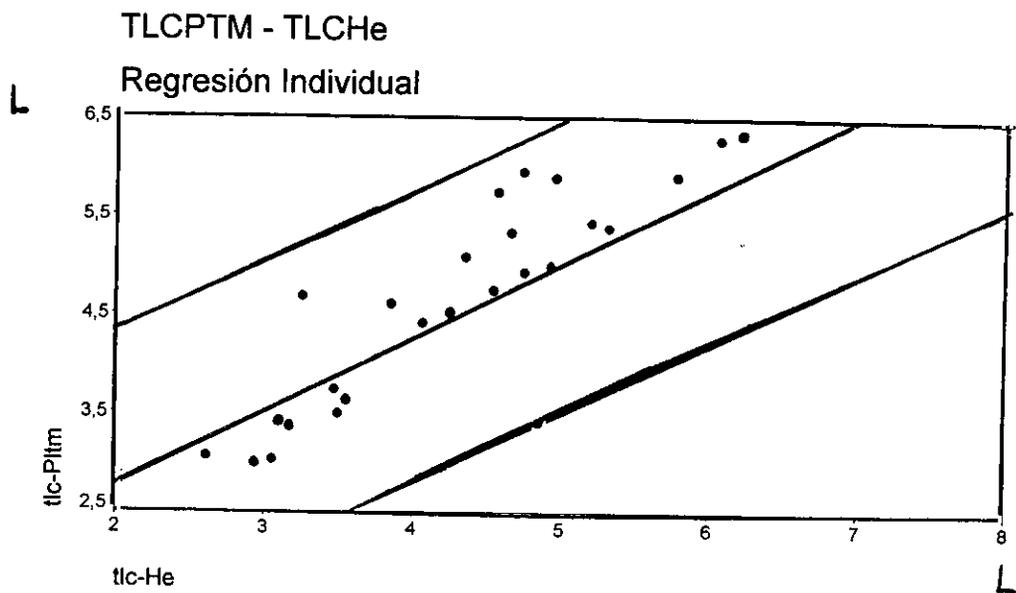
Grupo - III. ( Restrictivos ).  $r = 0.888$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método de medición de superficies planas ( autocad ) a través del ordenador. ( **TLC-Pltm con la TLC-Rx D**). ( Fig 37)



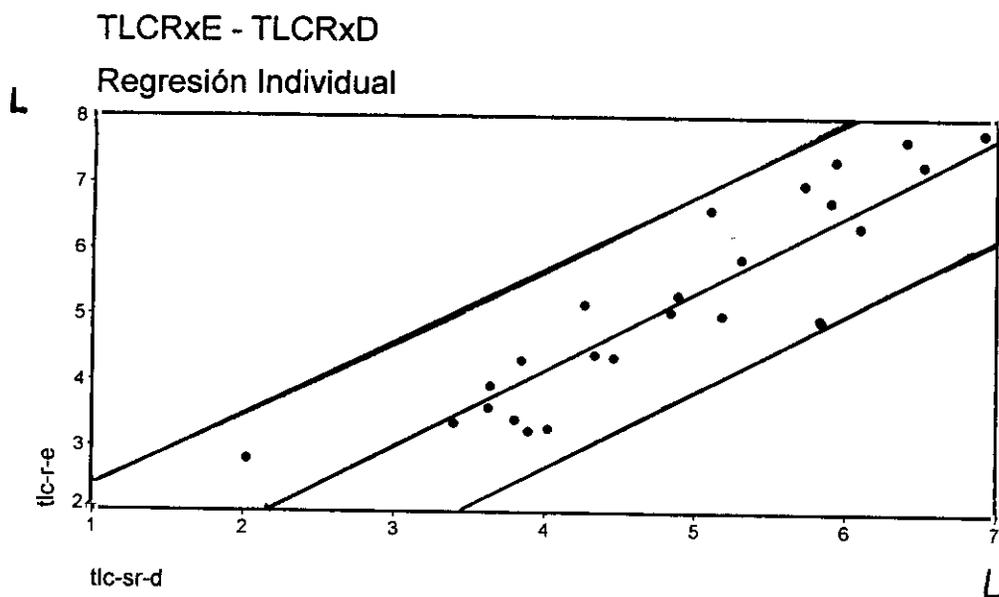
**Grupo III. ( Restrictivos ). R = 0'887**

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método de Dilución de helio en circuito abierto y en respiración única. ( TLC-Pltm con la TLC-He ). ( Fig 38 )



Grupo - III. ( Restrictivos ).  $r = 0,782$

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total entre dos métodos radiográficos. Método radiográfico elipsoidal y método de medición de superficies radiográficas ( autocad ) a través del ordenador. ( TLC-Rx E con la TLC-Rx D. (Fig 39 )



Grupo - III. ( Restrictivos ).  $r = 0'898$

**B – Resultados de los valores de la TLC, obtenidos por los distintos métodos, en los 75 pacientes del estudio.**

Una vez expuestos los valores de cada grupo y la representación gráfica de su correlación correspondiente, pasamos a detallar los valores de la Capacidad Pulmonar Total (TLC), del grupo entero de 75 pacientes, por cada uno de los métodos así como la desviación estándar y la media de las diferencias con respecto a la Capacidad Pulmonar Total Pletismográfica.

1 – Valores medios de la TLC para cada método y Desviación estándar (SD).

Ver Tabla - XX.

**Variable      Media (l)    SD (l)    Media de las Dif. con  
la TLC-Pltm**

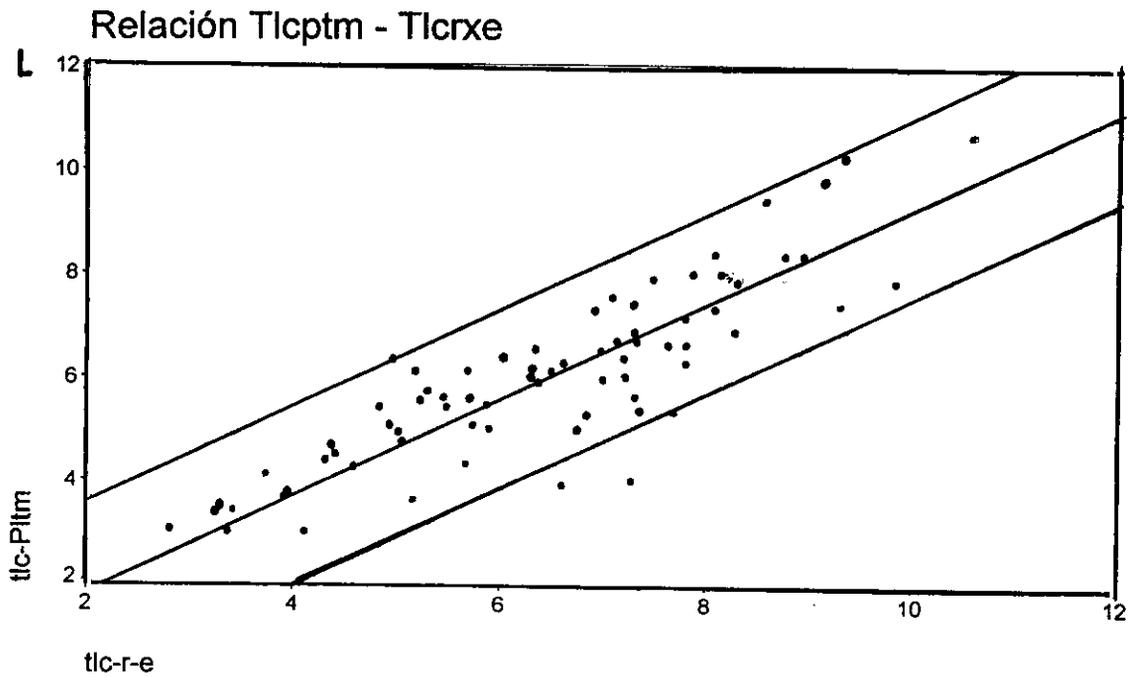
<b>TLC-Pltm</b>	<b>5'998</b>	<b>1'741</b>	
<b>TLC-RxE</b>	<b>6'418</b>	<b>1'742</b>	<b>- 0'420</b>
<b>TLC-RxP</b>	<b>5'870</b>	<b>1'487</b>	<b>0'128</b>
<b>TLC-RxD</b>	<b>6'064</b>	<b>1'458</b>	<b>- 0'055</b>
<b>TLC-He</b>	<b>5'322</b>	<b>1'473</b>	<b>0'672</b>

2 – **Coefficiente de Correlación** obtenido al comparar los valores de TLC de cada uno de los métodos con los valores de TLC obtenidos por Pletis - mografía. Ver Tabla - XXI.

	<b>TLC-RxE</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>TLC-RxD</b>	<b>TLC-He</b>
<b>TLC-Pltm</b>	<b>0'869</b>	<b>0'869</b>	<b>0'858</b>	<b>0'483</b>
	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>	<b>p&lt; 0'0001</b>

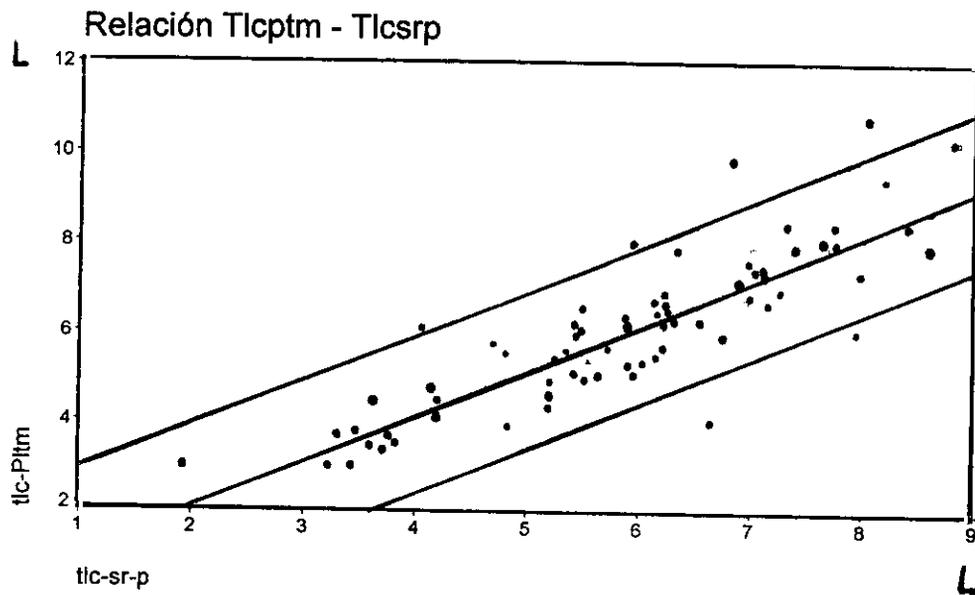
La representación gráfica de las distintas correlaciones de la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) entre los distintos métodos, en el **Grupo conjunto de los 75 pacientes**, se puede apreciar en las figuras: 40 y 41.

Representación gráfica de la Correlación de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método radiográfico elipsoidal de Barnhard – Loyd. ( TLC-Pltm – TLC-RxE en los 75 pacientes ). (Fig. 40).



Grupo de 75 pacientes.  $r = 0.869$

Representación **gráfica de la Correlación** de la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía con la Capacidad Pulmonar Total obtenida por el método Radiográfico planimétrico de Harris. ( **TLC-Pltm -TLC-RxP** en el grupo de 75 pacientes ). (Fig. 41)



**Grupo de 75 pacientes.  $r = 0'869$**

4.2 – **Resultados** de la comparación de los valores obtenidos en las radiografías póstero - anterior y lateral de tórax, a **12 pacientes con obstrucción de la vía aérea**.

Unas radiografías se hicieron poniendo el máximo cuidado de que estuvieran en capacidad inspiratoria máxima. Las **otras**, además de esto, se aseguró a la vez el grado de inspiración máximo mediante el Inspirómetro que se incorporó al aparato de rayos X.

Hicimos **tres tipos de mediciones** que fueron:

- El grado de inspiración alcanzado.
- El grado de Hiperinsuflación y Atrapamiento aéreo.
- Medición de la TLC-RxP y TLC-RxD en teleradiografías de tórax realizadas con y sin Inspirómetro incorporado a **22 pacientes**: 12 del Grupo – II u obstructivos y 10 del Grupo – III, restrictivos.

4.2.1 – El **grado de inspiración alcanzado**.

Esto lo hicimos comparando las mediciones de la **VC IN** ( Capacidad Vital Inspiratoria ) y del **PIF** ( Flujo Inspiratorio Pico ), obtenidas con el **Inspirómetro**, con las cifras de la VC IN y del PIF obtenidas de la **Espirometría** previa.

4.2.2 – El grado de hiperinsuflación y el grado de atrapamiento aéreo.

a - El **grado Hiperinsuflación.**

Valoramos el aplanamiento del hemidiafragma derecho, midiendo la altura del arco formado por el hemidiafragma y una recta que une los senos cardiofrénico y costodiafragmático.

Comparamos los cms de dicha altura en las radiografías póstero - anterior de tórax realizadas **con y sin Inspirómetro** incorporado.

b – El **grado de Atrapamiento aéreo.**

Medimos el diámetro en cms del espacio retroesternal en las radiografías laterales del tórax. Comparamos los valores obtenidos en las radiografías hechas **con y sin el Inspirómetro** incorporado.

4.2.3 – En un grupo de **22 pacientes** ( 12 del Grupo - II Obstructivos y 10 del Grupo – III Restrictivos) **comparamos** los valores de Capacidad Pulmonar Total por Planimetría y por medición de superficies planas ( autocad ) por ordenador( TLC-RxP y TLC-RxD) obtenidos de las radiografías de tórax, cuidando hacerlas con un grado de inspiración máxima, con los valores de TLC-RxP y TLC-RxD obtenidos de radiografías de tórax, cuyo grado de inspiración máxima se aseguraba con el Inspirómetro incorporado.

**Resultados** de la medición del **Grado de Inspiración** alcanzado por los pa-  
 cientes. Comparación de la VC IN obtenida por espirometría con la VC IN  
 obtenida del Inspirómetro incorporado al aparato de rayos X, cuyos valores  
 se pueden apreciar en la Tabla – XXII.

Capacidad Vital Inspiratoria ( VC IN )

Nº	(VC IN) Espirometría	(VC IN) Inspirómetro	Diferenc.
1	2400	2600	-60
2	3860	1330	2530
3	3310	3990	-680
4	1390	1430	-40
5	2160	2050	110
6	2250	1890	270
7	1680	1580	100
8	3880	3120	760
9	1610	1750	140
10	3900	3650	250
11	4470	4300	170
12	3950	2950	1000

Medias	<b>2905</b>	<b>2536</b>	368
SD	1089	1038	801

p = 0'140.

**Resultados** de la medición del **Grado de Inspiración** alcanzado por los pacientes. Comparación de los valores de Flujo Inspiratorio Pico ( **PIF** ) obtenidos por medio de la espirometría con los obtenidos por el inspirómetro incorporado al aparato de rayos X. Ver la Tabla - XXIII.

**Flujo Inspiratorio Pico ( P I F )**

<b>N°</b>	<b>(PIF ) Espirometría</b>	<b>( PIF ) Inspirómetro</b>	<b>Diferencias</b>
<b>1</b>	2600	1500	1110
<b>2</b>	5230	2300	2930
<b>3</b>	6260	7100	-840
<b>4</b>	2020	1690	330
<b>5</b>	2800	2700	100
<b>6</b>	1480	1480	0
<b>7</b>	2790	2690	100
<b>8</b>	7430	3010	4400
<b>9</b>	3580	2620	960
<b>10</b>	5130	3250	1980
<b>11</b>	8160	7160	1000
<b>12</b>	5270	2310	2970

	-----	-----	-----
Medias	<b>4396</b>	<b>3142</b>	1254
SD	2173	1941	1534

**p = 0'016.**



Resultados obtenidos al medir el **Atrapamiento** aéreo en **Radiografías Laterales de tórax**.

Se mide la **distancia** existente entre el esternón ( 3 cms por debajo del manubrio esternal ) y el borde anterior de la aorta ascendente. Unas radiografías se hicieron cuidando que estuvieran en capacidad inspiratoria máxima. En las otras se aseguró dicha inspiración máxima al comprobarlo por medio del Inspirómetro que se incorporó al aparato de rayos X. Los valores de las mediciones efectuadas y la comparación de los resultados se exponen en la Tabla - XXV.

**Distancia** del espacio retroesternal (Ø **ERE** ) en la radiografía lateral del tórax. ( Tabla XXV )

Nº	Ø ERE en Tele-Rx Lat.	Ø ERE en Tele -Rx Lateral con <b>INSPIRÓMETRO</b>	Dif
1	52	52	0
2	55	54	1
3	43	63	-20
4	64	50	14
5	50	40	10
6	30	30	0
7	50	55	-0'5
8	50	58	-0'8
9	41	47	-6
10	44	49	-5
11	40	45	-5
12	36	48	-12

Media ( cms )	----- 4'625	----- 4'925	----- - 0'300
SD	0'914	0'858	0'909

p = 0'277.

**Resultados** de las mediciones de la Capacidad Pulmonar Total (TLC) sobre radiografías de tórax, **en 22 pacientes**, por el método Rx-Planimétrico (**RxP**) y por el método de medición de las superficies planas a través de un ordenador (**Rx-D**).

**Unas** radiografías se hicieron cuidando que estuvieran en capacidad inspiratoria máxima. En las **otras** se aseguró dicha inspiración máxima con el Inspirómetro incorporado al aparato de rayos X.

Resultados de la TLC-Rx P y TLC-Rx D sobre radiografías realizadas sin y con Inspirómetro se exponen en la Tabla - XXVI.

Resultados de la TLC-RxP y TLC-RxD sobre **radiografías** realizadas **sin y con** Inspirómetro a **22 pacientes**: 12 del Grupo - II (obstructivos) y 10 del Grupo - III (restrictivos).

**Tabla – XXVI.**

Nº	TLC-Rx P Rx sin Inspir.	TLC- Rx P Rx con INSP .	Dif.	TLC-Rx D Rx sin Inspir.	TLC- Rx D Rx con INSP.	DIF.
1	8050	8190	-140	8550	8490	60
2	8420	8410	10	8840	8830	10
3	6150	6400	-250	6500	6730	-230
4	5910	5710	200	6210	5990	220
5	7160	6860	300	7490	7130	360
6	5950	6080	-130	6450	6160	330
7	7430	7620	-190	7750	7900	-150
8	6890	6930	-40	7050	7210	-50
9	6290	6600	-310	6670	6821	-151
10	7260	8070	-810	7670	8660	-990
11	7320	7360	-40	7400	7350	50
12	6350	7600	-1250	6690	7950	-1260
13	4152	4242	-90	4453	4463	-10
14	3423	3522	-99	3621	3752	-131
15	6201	6591	-360	6509	7030	-521
16	5681	5861	-180	5823	6524	-761
17	3241	3412	-121	3394	3619	-224
18	4831	4881	-50	5094	4983	111
19	4621	5051	-430	4832	5233	-401
20	5561	5581	-20	5923	6164	-241
21	6741	7013	-272	6090	6342	-252
22	6152	6301	-149	6792	6733	52

Media 6083      **6285**      - 202      6342      **6566**      - 224

SD 1366      1415      322      1427      1470      339

**p = 0'007 ( Significativa )**

**p = 0'014 ( Significativa )**

## **DISCUSIÓN**

## **V – DISCUSIÓN.**

5.1 – Significación de nuestros hallazgos y comparación con los obtenidos por diversos autores.

En nuestro estudio hemos comprobado, igual que lo han hecho otros autores, que la correlación entre la Capacidad Pulmonar Total (TLC) obtenida por los métodos radiográficos y la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía es muy buena.

Esta buena correlación la hemos encontrado también en los 25 pacientes del Grupo-III (Restrictivos), en los que la propia European Respiratory Society ya recomendaba en 1993 “más estudios antes de pronunciarse sobre la exactitud de los métodos radiográficos en pacientes con enfermedad pulmonar intersticial”.

Dentro de los métodos radiográficos, el Planimétrico mantiene una buena correlación de los valores de Capacidad Pulmonar Total al compararlos con los obtenidos por Pletismografía en el conjunto de los 75 pacientes estudiados. La media de las diferencias con la TLC - Pletismográfica es de 128 ml, no siendo significativa desde el punto de vista estadístico. Tampoco es significativa la media de las diferencias cuando se estudia por grupos. Estos datos, unidos a la sencillez de uso y al ahorro de tiempo para su aplicación, hacen que el método Planimétrico sea de elección dentro de los métodos radiográficos.

Hemos comprobado también que, el método de Dilución de Helio en circuito abierto y en respiración única, no es válido para la medición de los volúmenes pulmonares no movilizables en pacientes con enfermedad obstructiva de la vía aérea.

Respecto al segundo objetivo de la tesis es de destacar la utilidad del Inspirómetro incorporado al aparato de rayos X, pues se obtienen radiografías más inspiradas que si se hacen sin el Inspirómetro. Hemos comprobado, que las mediciones que definen los parámetros de hiperinsuflación y atrapamiento aéreo son mayores en las radiografías de tórax realizadas con Inspirómetro que en las realizadas sin inspirómetro.

La utilidad del Inspirómetro queda aún más evidente al comparar la Capacidad Pulmonar Total (TLC) obtenida por el método planimétrico sobre radiografías de tórax hechas sin y con Inspirómetro, pues la diferencia de las medias son estadísticamente significativas.

A continuación discutiremos de forma detallada los resultados de cada grupo por separado, después del conjunto de pacientes y al final lo haremos sobre las mediciones en radiografías de tórax realizadas sin y con inspirómetro.

5.1.2 – Discusión acerca de los valores de la TLC obtenida en los **distintos** grupos de pacientes por los diferentes métodos:

**5.1.2.1 - En el Grupo – I: Sujetos con función ventilatoria Normal.**

En el grupo de 25 personas con función ventilatoria normal, la media de los valores de TLC, **más altos**, correspondieron a los obtenidos por el método radiográfico elipsoidal con una media de 6'572 litros, superando tan sólo en 116 ml a la media de la TLC – Pltm. Autores como Barret <sup>48</sup> en su serie de 20 sujetos sanos encuentra también una TLC - RxE (6'550) ligeramente más alta que la TLC - Pltm (6'480).

Las medias de los valores de TLC obtenidos por método radiográfico planimétrico, así como por el método radiográfico a través del ordenador y por dilución de Helio fueron **menores que las medias obtenidas por Pletismografía** .(Tabla – IX). La diferencia mas alta encontrada entre las medias fue de 448 ml y correspondió a la diferencia de los valores de TLC – Pletismográfica y TLC - He.

Esta diferencia media es mucho mayor en algunos casos. En los casos n°1, 12 y 20, las mayores diferencias se encuentran entre las TLC por Pletismografía y TLC por dilución de Helio en circuito abierto .(Tabla -VIII ). Esta disminución de la TLC–He en estos tres casos es debida a que los pacientes, a pesar de estar clasificados como funcionalmente normales por espirometría, sin embargo tenían algún signo de atrapamiento aéreo, pues el RV de estos tres pacientes estaba en e límite de la normalidad. Es probable que se asocie a alteraciones en la distribución, lo que justificaría la disminución de la TLC – He.

El caso n° 4 hay una infravaloración de la TLC por métodos planimétricos. Este descenso es debido a errores en la medición con el planímetro, pues se trataba de un paciente obeso, con el ángulo costo-diaframático muy agudo.

La diferencia mayor (1'308 litros) entre la TLC - RxE y la TLC - Pltm se produce en el caso n° 9. (Tabla VIII). Esta diferencia a favor de la TLC-RxE puede ser debida a errores en la medición de los bordes de la radiografía, pues los demás métodos radiográficos arrojan también cifras altas de TLC.

**Coefficiente de Correlación** entre la Capacidad Pulmonar Total obtenida por Pletismografía (TLC-Pltm) y la Capacidad Pulmonar Total obtenida por los métodos radiográficos ( TLC-RxE ) y de Helio ( TLC He ).

**TLC-Pltm con TLC-RxE ( r = 0'938 )**

**TLC-Pltm con TLC-RxP ( r = 0'962 )**

**TLC-Pltm con TLC-RxD ( r = 0'918 )**

**TLC-Pltm con TLC-He ( r = 0'761 )**

La **correlación alcanzada** entre la TLC - Pltm y los métodos radiográficos planimétricos es **muy buena** con un coeficiente de correlación de Pearson ( r = 0'962 ) con una **p < 0'0001** entre la TLC - Pltm y TLC - RxP. ( **Tabla - X** ).

Esta correlación es menos **aceptable** ( r = 0'761 ), aunque significativa, cuando se comparan TLC - Pltm con TLC - He en circuito abierto.(Tabla - X).

Sigue siendo muy buena la correlación alcanzada ( $r = 0'903$ ) al comparar la TLC obtenida por **dos métodos radiográficos** entre sí, como ocurre entre la Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico elipsoidal (**TLC - RxE**) y la Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico a través del programa autocad del ordenador (**TLC - RxD**). (Tabla - XI).

Hallazgos parecidos han encontrado autores como:

**Harris**<sup>33</sup> al comparar la TLC - Pltm con la TLC - RxE ( $r = 0'930$ )

y con la TLC - RxP ( $r = 0'860$ )

**Clausen**<sup>42</sup> al comparar la TLC - Pltm con la TLC - RxE ( $r = 0'932$ )

al comparar la TLC - Pltm con la TLC - RxP ( $r = 0'965$ )

**Barret**<sup>48</sup> al comparar la TLC - Pltm con la TLC - RxE ( $r = 0'850$ )

**Gutierrez**<sup>32</sup> al comparar la TLC - Pltm con la TLC - RxE ( $r = 0'911$ )

Los valores de TLC en litros (l) obtenidos por los métodos radiográficos y por dilución de Helio comparados con el valor de TLC por Pletismografía se han representado como coordenadas en un **diagrama x y**. (**Figuras: 25, 26, 27, 28 y 29**).

Cada pareja de TLC comparada representa a un paciente. Se aprecia la nube de puntos creciente, bastante agrupados alrededor de la recta de regresión y en casi su totalidad dentro de los márgenes correspondientes a la SD.

Esto ocurre en la representación gráfica de la TLC-Pltm en litros (l) con la TLC-RxE también en litros (l), como puede apreciarse en la Figura 25. Solamente el caso n° 9 sobrepasa los límites de la desviación estándar ( SD). La correlación de la TLC-Pltm con la con la TLC-RxP se encuentra representada en la **Fig 26**. Aquí el n° 4 rebasa los límites de la SD. La correlación de la TLC-Pltm con la TLC-RxD se representa en la Figura 27. También se aprecia la buena correlación en la representación gráfica de la TLC-RxE y la TLC-RxD de la **Fig 29**.

La **mayor dispersión** se aprecia en la **Fig. 28** al representar gráficamente la correlación entre la TLC-Pltm con la TLC-He. Esta correlación algo más baja de lo esperado en personas con función ventilatoria normal.

Esto es debido a que este método de Dilución de He en SB ( respiración única ) en circuito abierto es más funcional y menos anatómico que el método radiográfico elipsoidal y planimétrico. Este método ofrece al He un espacio estático en apnea inspiratoria durante 10 segundos y no una dilución progresiva de He como ocurre con el método de FRC – He en circuito cerrado.

La excelente correlación de nuestros resultados y su alta significación estadística permiten **confirmar la validez de los métodos radiográficos de medición de TLC en sujetos sanos.**

### 5.1.2.2 – En el Grupo II. Pacientes con obstrucción de la vía aérea.

En el grupo de 25 pacientes con obstrucción de la vía aérea, la media de los valores **mas altos** de TLC los encontramos en la medición por el método Radiográfico Elipsoidal ( RxE) ( **7'480 litros** ); y los más bajos por la dilución de Helio ( **5'060** ), como se aprecia en la Tabla – XII

La **diferencia de las medias** mas pequeña ( **0'053 litros** ) se observa entre las medias de la TLC-Pltm y TLC-RxP. La diferencia de las medias más grande ( **1'682 litros** ) se aprecia entre la TLC-Pltm y la TLC-RxHe. ( Tabla - XIII )

La mayor diferencia entre la TLC-Pltm y TLC-RxE la encontramos en el caso **n° 11** ( - 2591 ). (Tabla XII ). La mala delimitación de los diafragmas y la amputación del vértice pulmonar en la radiografía lateral, por mala técnica, han sido la causa de obtención de mediciones que supervaloran la TLC-RxE.

En el caso **n° 1** y en otros muchos, podemos apreciar la gran diferencia ( 4130 ) entre la TLC-Pltm y TLC-He. (Tabla – XII ). Esta gran diferencia se explica porque la mayoría de los pacientes eran enfisematosos con gran atrapamiento aéreo y zonas bullosas con escasa o nula comunicación con la vía aérea y por las alteraciones en la distribución de la ventilación.

El coeficiente de correlación ( Tabla - XIV ) de la TLC-Pltm con los métodos radiográficos: TLC-RxE, TLC-RxP y TLC-RxD es muy bueno. Sin embargo **no existe correlación** (  $r = 0'231$  ) entre la TLC-Pltm y la TLC-He en SB ( respiración única ) en circuito abierto.

Hallazgos parecidos encontraron autores como Barnhard y nosotros mismos, al comparar la TLC-Pltm con la TLC-He.

**Barnhard<sup>3</sup> TLC-Pltm TLC-He ( r = 0'430 )**

**Gutiérrez<sup>32</sup> TLC-Pltm TLC-He ( r = 0'185 )**

Por todo ello consideramos que **no es válido el método de medición de Helio en circuito abierto y en respiración única** para la medición del aire no movilizable en pacientes con obstrucción de la vía aérea y enfisema.

Sin embargo es muy buena la correlación de los valores de TLC obtenidos por dos métodos radiográficos entre sí (Tabla -XV ) como son: la TLC-RxP y la TLC-RxD ( r = 0'980 ) en los pacientes del Grupo - II (obstructivos).

Valores similares a los nuestros han encontrado, al comparar la TLC-Pltm con la TLC-RxP, los siguientes autores como son:

**Harris<sup>33</sup> TLC-Pltm TLC-RxP ( r = 0'860 )**

**Marmorstein<sup>62</sup> “ “ ( r = 0'890 )**

**Clausen<sup>42</sup> “ “ ( r = 0'965 )**

**Del Cid<sup>58</sup> “ “ ( r = 0'906 )**

**Gutiérrez<sup>32</sup> “ “ ( r = 0'906 )**

La representación gráfica de la correlación de la TLC-Pltm con los de - más métodos radiográficos se puede apreciar en las ( Fig. 30, 31 y 32 ).

La representación gráfica de la correlación TLC-RxD y TLC-RxP se puede apreciar en la (Fig. 34). La gran dispersión y ausencia de correlación aparece en la (Fig. 33), demostrando que esta técnica de dilución de Helio en circuito abierto es completamente ineficaz en pacientes con obstrucción de la vía aérea y con bullas.

La muy buena correlación de nuestros resultados, así como su alto grado de significación estadística **confirman como válidos** a los métodos **radiográficos** de medición de la TLC en pacientes con trastorno ventilatorio **obstructivo**.

### 5.1.2.3 – En el **Grupo III**. Pacientes con **trastorno ventilatorio restrictivo**.

Son escasos los trabajos publicados en los que se mida la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) por métodos radiográficos a pacientes de este grupo. La propia European Respiratory Society reconoce la necesidad de hacer más estudios en pacientes con enfermedades del intersticio pulmonar antes de pronunciarse sobre la utilidad de los métodos radiográficos para la medición de la TLC.

En el grupo de 25 pacientes con trastorno ventilatorio restrictivo, la **media de los valores mas altos** de TLC la encontramos, en el método RxE ( **5'197** ) y los mas bajos, también, por la dilución de Helio ( **4'301** ). (Tabla – XVI ).

Llama la atención la baja TLC obtenida por los métodos radiográficos planimétricos, respecto a los demás métodos, en el caso **nº 12**. Este descenso de la TLC es debido a la cifoescoliosis bastante pronunciada, que tenía el paciente, dificultando la medición con el planímetro.

La **diferencia de las medias mas pequeña** ( **0'039 litros** ) se observa entre las medias de TLC-Pltm y la TLC-RxP. La diferencia de las medias más grande ( **0'522** ) la encontramos entre la TLC-Pltm y la TLC-RxE. ( Tabla – XVII ).

El coeficiente de correlación ( Tabla - XVIII ) de la TLC-Pltm con la TLC de los métodos radiográficos es también alto. Baja un poco dicho coeficiente de correlación al compararla con la TLC-He. Mejora la correlación cuando se comparan dos métodos radiográficos entre sí como son la TLC-RxE con la TLC-RxD. ( Tabla – XIX ).

Las publicaciones de las mediciones de TLC por métodos radiográficos en pacientes **restrictivos** son escasas. Nuestros resultados son similares a los hallados por otros autores como:

<b>Barnhard<sup>3</sup></b>	<b>TLC-Pltm</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>( r = 0'870 ).</b>
<b>Harris<sup>33</sup></b>	<b>TLC-Pltm</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>( r = 0'860 ).</b>
<b>Gutierrez<sup>32</sup></b>	<b>TLC-Pltm</b>	<b>TLC-RxP</b>	<b>( r = 0'888 ).</b>

La representación gráfica de la correlación de la TLC-Pltm con los demás métodos de medición de TLC se puede apreciar en las figuras ( **35, 36, 37, 38 y 39**).

La buena correlación encontrada por nosotros entre los distintos métodos y el alto grado de significación estadística de dichos resultados confirman la **validez del método radiográfico planimétrico** para la medición de la TLC en pacientes con trastorno ventilatorio restrictivo, lo que coincide con lo observado por Barnhard y Harris.

5.1.3 –Resultados de los valores de la TLC, obtenidos por los distintos métodos en el grupo entero de 75 pacientes.

La TLC media **más alta** corresponde al **método RxE ( 6'418 )** y la media más baja a la **TLC-He ( 5'322 )**. La media de las diferencias con la TLC-Pltm más alta corresponde a la TLC-He. (Tabla - XX )

La correlación de la TLC-Pltm con la TLC por los distintos métodos radiográficos es **muy buena con alto grado de significación estadística**.

No ocurre lo mismo entre la TLC-Pltm y la TLC-He cuyo coeficiente de correlación es muy bajo. ( Tabla - XXI ).

La representación gráfica de todo el grupo se encuentra en las (Fig. 40 y 41 ).

Es de resaltar la **coincidencia** de los coeficientes de correlación de la TLC-Pltm con la TLC-RxE y TLC-RxP dentro de la **buena correlación y alto grado de significación estadística** en el grupo entero de los 75 pacientes. Esto **confirma la validez** del método radiográfico **planimétrico** para la medición de la TLC. Otros autores como **Del Cid<sup>54</sup>** encuentra también una buena correlación (  $r = 0'906$  ) en un grupo de 38 pacientes (13 sanos, 13 con patología pulmonar intersticial y 12 enfisematosos ) al comparar la **TLC-Pltm con la TLC-RxP**.

**Discusión** de las diferencias encontradas en las Radiografías póstero – anterior y lateral de tórax, realizadas con y sin Inspirómetro, a 12 pacientes con obstrucción de la vía aérea.

### 5.2.1– Diferencias en cuanto al grado de inspiración alcanzado.

En este primer apartado, no se precisaba ninguna radiografía, pues lo que nos proponíamos era ver si los pacientes llegaban a capacidad inspiratoria máxima cuando al hacerles las radiografías se les indicaba “Llene el pecho de aire .....”. Para ello anotamos la Capacidad Vital Inspiratoria ( VC IN ) y el Flujo Inspiratorio Pico ( PIF ) de la **espirometría** de 12 pacientes y comparamos sus medias con las medias de la VC IN y del PIF **obtenidas por el Inspirómetro**. ( Tablas -XXII y XXIII ).

Los pacientes nº 2, 8 y 12 obtienen unos valores de VC IN y PIF con el Inspirómetro mucho **más bajos** que con la Espirometría. La posición adoptada para hacer la radiografía, les hizo partir de un cierto grado de inspiración. Esto justifica que lleguen a inspiración máxima, más pronto que cuando se parte de volumen corriente o volumen residual, que es lo que ocurre al medir la VC IN y PIF desde la espirometría.

Como puede verse la **media** de la VC IN por Espirometría ( **2905** ), supera en 368 ml a la media de la VC IN ( **2556** ) medida por el Inspirómetro. ( Tabla - XXII ). Algo parecido ocurre al medir el PIF por Espirometría ( **4396 l/s** ) que supera en 1'254 (l/s) a la media del PIF medido por el Inspirómetro ( **3142 l/s** ). En este caso la diferencia es significativa (  $p = 0'016$  ).

Estos resultados sorprendían un poco y hubiera parecido que con el Inspirómetro no llegaban a capacidad inspiratoria máxima a pesar de que las radiografías, así obtenidas, sí parecían más inspiradas que las realizadas sin el inspirómetro. Sin embargo podemos encontrar una **justificación** a esta disminución de la media de la VC IN y del PIF obtenido por el Inspirómetro frente a la media de la VC IN y del PIF obtenido por Espirometría. La explicación la encontramos al observar que para realizar la inspiración con el Inspirómetro incorporado al aparato de rayos hay que levantar los brazos con grupos musculares inspiratorios estirados ( **Figura 9** ) lo que condiciona que partamos de un grado de semiinspiración, y por tanto se alcance antes la inspiración máxima que cuando se inicia la inspiración desde una situación de reposo o desde espiración máxima.

#### 5.2.2-Discusión en cuanto al grado de atrapamiento aéreo e hiperinsuflación

a – En cuanto al **grado de Hiperinsuflación**.

La media de la **altura del arco del hemidiafragma derecho** medida en las radiografías PA de tórax, que fueron hechas cuidando el grado de máxima inspiración, fue de ( **1'591 cm** ) frente a los ( **1'541 cm** ) de media obtenido al medir la altura de dicho arco en las Radiografías PA de tórax que se hicieron asegurando el grado de inspiración máxima con el **INSPIRÓMETRO**. ( Ta –bla XXIV ).

La diferencia no es significativa (  $p = 0'66$  ) pero se aprecia mayor atrapamiento aéreo o aplanamiento del hemidiafragma derecho en las radiografías de tórax realizadas con el Inspirómetro incorporado al aparato de rayos que en

las radiografías de tórax, en las que se cuidó especialmente el grado de inspiración.

En series más amplias de casos esta diferencia sería significativa. Hemos realizado el cálculo del tamaño de la muestra y se precisarían 30 pacientes para asegurar que con esa desviación típica las diferencias de la altura del arco del diafragma derecho serían estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ).

Más probabilidad tiene de ser significativa esta diferencia de la altura del arco del hemidiafragma derecho si la comparamos con la altura del arco del hemidiafragma derecho de radiografías de tórax hechas de rutina.

Ya vimos (Fig 5) que dicha diferencia podía hacer que algunas radiografías de tórax de rutina dejaran de cumplir los criterios de hiperinsuflación de Thurlbeck y Simon.

#### b- En cuanto al grado de Atrapamiento aéreo.

La media de la distancia del esternón al arco anterior de la aorta en la radiografía lateral de tórax, lo que se denomina espacio retroesternal, es de ( 4.62 cm ) en las radiografías en las que se cuidó especialmente el grado de inspiración máxima frente a los ( 4.92 cm ) de media en las radiografías con Inspirómetro. ( Tabla - XXV ). La diferencia de las medias ( - 0.300 ) no fue significativa ( $p = 0.277$ ).

Esta diferencia a favor de las radiografías laterales hechas con el Inspirómetro incorporado indica que mejoraron algo el grado de inspiración respecto a las radiografías en las que se cuidó al máximo el grado de inspiración.

Esta diferencia probablemente sería significativa si la serie estudiada fuera mayor ( se precisa una muestra de 71 pacientes ).

**5.2.3 – Discusión del resultado de comparar los valores de TLC-RxP y TLC-RxD obtenidos en radiografías PA y lat. de tórax realizadas con y sin Inspirómetro.**

La **media** de la TLC, obtenida por planimetría, de las radiografías de tórax, de los **22 pacientes** ( 12 del grupo-II y 10 del grupo-III ) que se hicieron con Inspirómetro, superaron a la media de la TLC de las radiografías que se hicieron sin el inspirómetro en **202 y 224** mililitros respectivamente. ( Tabla – XXVI ).

Estas diferencias **sí son significativas**, con una  $p = 0'007$  para la diferencia de **202 ml** entre la Capacidad Pulmonar Total obtenida por planimetría sobre radiografías de tórax realizadas con y sin Inspirómetro. También es significativa la diferencia de **224 ml**, con una  $p = 0'014$ , entre la TLC-RxD sobre radiografías realizadas con y sin Inspirómetro incorporado.

**Estos resultados permiten afirmar** que las radiografías de tórax realizadas asegurando la inspiración máxima con un **Inspirómetro** consiguen un llenado mayor de los pulmones que las radiografías que se hicieron poniendo el máximo cuidado de que se hicieran en inspiración máxima.

Nuestro grupo<sup>32</sup> ya había comprobado que la correlación de la TLC- Pltm con la TLC-RxE, en pacientes con obstrucción crónica de la vía aérea, era muy alta con una (  $r = 0'889$  ), cuando la radiografía estaba hecha en inspiración máxima; esta correlación bajaba (  $r = 0'667$  ) cuando se medía la TLC-RxE sobre

radiografías de tórax de rutina, en pacientes con obstrucción crónica de la vía aérea.

## 5.2 – Indicaciones y directrices para futuras investigaciones

Una **fuerza importante de error** al utilizar los métodos radiográficos para la medición de la TLC está, como dice Barret,<sup>48</sup> en la obtención de radiografías mal hechas así como en la mala señalización de sus bordes y la confusión en alguna de las múltiples operaciones matemáticas.

La primera fuente de error **es posible solventarla** teniendo la distancia foco-placa de 185 cm fija, procurando centrar bien al paciente e incorporando un **Inspirómetro** al aparato de rayo X, que sin modificar la postura del paciente consiga asegurar una capacidad inspiratoria máxima y avise al técnico de rayos del momento en que lo consigue.

La dificultad en la medición de sus bordes casi siempre obedece a defectos en el grado de penetración de las radiografías, lo que obliga bien sea a repetirla o a inventarse los bordes. Las **nuevas técnicas** de procesamiento de imágenes digitales radiográficas de tórax, descritas por Balter,<sup>70</sup> permiten obtener imágenes nítidas de los campos y bordes pulmonares sin necesidad de radiar de nuevo al paciente ( Fig. 42 ). Si a estos nuevos aparatos de rayos se les incorpora un **lector digital** capacitado para medir las superficies aéreas, solucionaríamos la segunda fuente de error.

Los errores cometidos al realizar las operaciones matemáticas quedarían muy reducidos si se incorpora un **programa informatizado de medición de superficies planas irregulares** y su transformación en volumen. Este programa ha sido utilizado para la medición de la TLC por planimetría a través de ordenador y los datos obtenidos por dicho método han guardado una excelente correlación al compararlos con la TLC por pletismografía y con los demás métodos radiográficos.

Aplicar **nuestros hallazgos** es el **reto que deja abierto esta tesis**. El día que la radiografía de tórax lleve impreso, de rutina, en un ángulo de la misma las cifras de TLC del paciente, se habrán salvado todos los obstáculos para que el médico, que atiende pacientes neumológicos en cualquier nivel del sistema sanitario, disponga de unos datos útiles para el enfoque diagnóstico y pronóstico de sus pacientes.

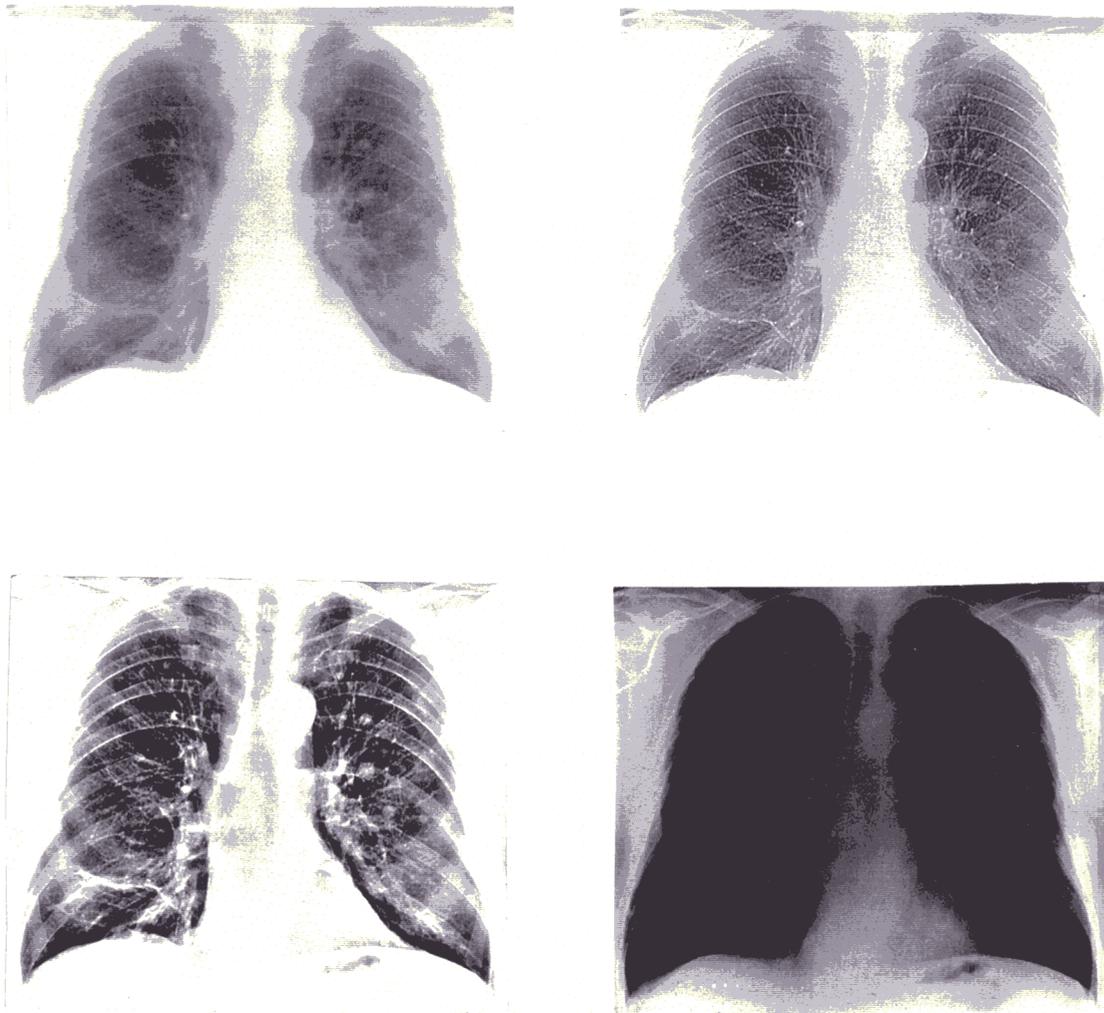


Fig. 42. Modificaciones de la imagen radiográfica del tórax por procesamiento digital de la misma. Puede centrarse en la visión de los bordes o en el parénquima.

## **CONCLUSIONES**

## VI. - CONCLUSIONES.

1 - La excelente correlación y el alto grado de significación estadística que hemos encontrado al comparar los valores de Capacidad Pulmonar Total ( TLC ) por Pletismografía con los valores de TLC por los distintos métodos radiográficos en los 75 pacientes estudiados, **nos permite afirmar que los métodos radiográficos son válidos para la medición de la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ).**

2. – En nuestra experiencia el método radiográfico **planimétrico** de Harris es mas rápido y sencillo de manejar que el elipsoidal de Barnhard-Loyd, proporciona valores de TLC muy similares y además tiene la posibilidad de poder llegar a informatizarse y convertirse en el método radiográfico de elección para medir la Capacidad Pulmonar Total ( TLC ).

3 - El **Inspirómetro** incorporado al aparato de rayos X **obtiene mayor grado** de Hiperinsuflación y Atrapamiento aéreo en las radiografías de tórax de nuestros pacientes con obstrucción de la vía aérea. Además, el inspirómetro **mejora** de forma **estadísticamente significativa** los valores de Capacidad Pulmonar Total en pacientes obstructivos y restrictivos y, por último, el inspirómetro **permite corregir errores de técnica**, habituales en estos métodos, al asegurar y avisar al radiólogo de que el paciente ha llegado a capacidad inspiratoria máxima.

## **BIBLIOGRAFÍA**

## VII. – BIBLIOGRAFÍA

1. Hutchinson J. On the capacity of the lungs, and on the respiratory functions, with a view of detecting disease by the spirometer. *Med Chir Trans ( sec )* 1846; 11: 137. Citado por Ries A. Measurement of Lung Volumes. *Pulmonary Function Testing. Clinics in Chest Medicine* 1989; 10, nº 2: 177 – 186.
2. Denolin H. Sadoul P. *L'Exploration Fonctionnelle Pulmonaire*. Editions Medicales Flammarion. 1967.
3. Banhard HJ, Pierce JA, Joyce JW et al. Roentgenographic determination of total lung capacity. A new method evaluated in health, Emphysema and Congestive heart failure. *Am J Med* 1960; 28: 51 – 60.
4. Rodriguez Pascual L. Utilidad clínica de la determinación de los Volúmenes Pulmonares. III Curso de Fisiología Respiratoria de la Sociedad Castellano - Leonesa de patología respiratoria.( SOCALPAR ). Valladolid 9 de Junio de 1995; 8 – 15.
5. Quanjer Ph H, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault J. Lung Volumes and forced ventilatory flows. *Eur Respir J*. 1993; 6 – Suppl. 16, 5 – 40.
6. Colebatch HJH, Ng CKY. Rate of increase in pulmonary distensibility in a longitudinal study of smokers. *Thorax* 1988; 43: 175-182.
7. De Troyer A, Yernault JC, Rodenstein D, Englest M, De Coster A. Pulmonary function in patients with primary spontaneous pneumothorax. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1978; 14: 31-39.

8. Lesur O, Delom M, Fromaget JM, Bernardec P, Polu JM. Computed tomography in the etiologic assessment of idiopathic spontaneous pneumothorax. *Chest* 1990; 141: 884 – 888.
9. Linmark BE, Arboleins MJr, Eriksson SG. Pulmonary function in middle – aged women with heterozygous deficiency of the serine protease inhibitor alpha<sub>1</sub>- antichymotrypsin. *Am Rev Respir Dis* 1990; 14: 31 – 39.
10. Owens MW, Kinasewitz GT, Anderson WM. Clinical significance of an isolated reduction in residual volume. *Am Rev Respir Dis* 1978; 136: 1377 - 1380.
11. Schwartz DA, Merchant RK. The influence of cigarette smoking on lung function in patients with idiopathic pulmonary fibrosis. *Am Rev Respir Dis* 1990; 144: 504 – 506.
12. Thomas PJ, Owen ER. Respiratory function in the morbidly obese before and after weight loss. *Thorax* 1989; 44: 382 – 386.
13. Derveaux L, Ivanoff I, Rochette F. Mechanism of pulmonary function changes after surgical correction for funnel chest. *Eur Respir Journal* 1988; 1: 823 – 825.
14. Yernaul JC, Gibson GH. Interactions between lung and chest wall in restrictive ventilatory defects. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1982; 18: 395 – 401.
15. Lanier RC, Olsen GM. Can concomitant restriction be detected in a man with airflow obstruction? *Chest* 1991; 99: 826 – 830.

16. Wiggins J, Strickland B, Turner Warwick M. Combined crytogenic fibrosing alveolitis and emphysema: the value of resolution computed tomography in assessment. *Respir Med* 1990; 84: 365 –369.
17. Ries AL, Sosa G, Prewitt L, Friedman PJ, Harwood IR. Restricted pulmonary function in cystic fibrosis. *Chest* 1988; 94: 575 – 579.
18. Guerry-Force ML, Muller NL, Wrigh JL, Wiggs B, Coppin C, Paré PD, Hogg JC. A comparison of bronchitis obliterans with organizing pneumonia, usual interstitial pneumonia, and small airways disease. *Am Rev Respir Dis* 1987; 135: 705 – 712.
19. Anthonisen NR, Wright EC, Hodgkin JE. Prognosis in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1986; 133: 14 – 20.
20. García JG, Hunninghake GW, Nugent KM: Thoracic gas volume measurement: Increased variability in patients with obstructive ventilatory defects. *Chest* 1984; 85: 272 – 275.
21. Ramsdell J W, Tisi GM. Determination of Broncodilation in the Clinical Pulmonary Function Laboratory. Role of changes in Static Lung Volumes. *Chest* 1979. 76; 6: 622 – 628.
22. Boren HG, Kory RC, Syner JC. The Veteran's Administration-Army cooperative stutudy of pulmonary function: The lung volume and its subdivision in normal man. *Am J Med* 1966; 41: 96 – 104.
23. Goldman HI, Becklake MR. Respiratory function test: Normal values at median altitudes and the prediction of normal results. *Am Rev Tuberc* 1959; 79: 457 – 467.

24. Grimby G, Soderholm B. Spirometric studies in normal subjects. III. Static lung volumes and maximum voluntary ventilation in adults with a note on physical fitness. *Acta Med Scand* 1963; 173: 199 – 206. Citado por Ries AL.
25. Needham CD, Rogan MC, Mc Donald I. Normal standards for lung volumes intrapulmonary gas mixing, and maximum breathing capacity. *Thorax* 1954; 9: 313 – 325.
26. Viljanen AA, Viljanen BC, Hulttunen PR, et al: Body plethysmographic studies in non-smoking healthy adults. *Scand J Clin Lab Invest* 41 ( suppl 159 ) 1981; 35 – 50.
27. Crapo RO, Morris AH, Clayton PD et al. Lung volumes in healthy non – smoking adults. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1982; 18: 419 –425.
28. Grippi MA, Metzger LF, Krupinski AV, Fishman AP. Pulmonary function testing. En Fishman AP, editor. *Pulmonary diseases and disorders*. Nueva York: McGraw – Hill Book Company 1988; 2469 – 2521.
29. Diez Herranz A, Teruel González FE, Aller Alvarez JL. Concordancia entre diferentes criterios de normalidad de los volúmenes pulmonares. ( carta ). *Archivos de Bronconeumología* 1995. 31; 1: 43 – 44.
30. American Respiratory Society: Lung function testing; selection of reference values and interpretative strategies. *Am Rev Respir Dis* 1992; 145: 1202 – 1218.
31. Pierce RJ, Brown DJ, Denison DM. Radiographic, scintigraphic and gas dilution estimates of individual lung and blood volumes in man. *Thorax* 1980; 35: 777 – 780.

32. Gutiérrez Jiménez T, García Marcos F, Herrera de la Rosa A, Sáez Valls R. Volúmenes Pulmonares. Su relación radiológica funcional. *Medicina Militar* 1983. 39; 3: 10 – 17.
33. Harris TR, Pratt PC, Kirlbuun KH. Total Lung Capacity measured by Roentgenograms. *Am J Med* 1971; 50: 756 – 763.
34. Ries A. Measurement of Lung Volumes. *Clinics in Chest Medicine* 1989. 10; 2: 177 – 185.
35. Miller RD, Offord KP. Roentgenologic determination of total lung capacity. *Mayo Clinic Proc* 1980; 55: 694 – 699.
36. Ferris BG. Epidemiology Standarization Project. *Am Rev Respir Dis* 1978. 118: 80 ( and apendix p104 ).
37. Burns CB, Scheinhorn DJ. Evaluation of single – breath helium dilution to - tal lung capacity in obstructive lung disease. *Am Rev Respir Dis* 1984; 130: 580 – 583.
38. Brugman TM, Morris JF, Temple WP. Comparasion of lung volume measu - rement by sin-gle breath helium and multiple breath nitrogen equilibration methods in normal subjets and COPD patients. *Respiration* 1986; 49: 52 – 60.
39. Rodenstein DO, Stanescu DC. Demonstration of failure of body plethysmographic in airway obstruction. *J Appl Physiol* 1982; 52: 949 – 954.
40. Rodenstein DO, Stanescu DC. Frequency dependence of plethysmographic volume in healty and asmatic subjects. *J Appl Physiol* 1982; 52: 159 – 165.

41. Brown R, Hoppin FG Jr, Ingram JH Jr, Saunders NA, Mc Fadden E Jr. Influence of abdominal gas on the Boyle's law determination of thoracic gas volume. *J Appl Physiol* 1978; 44: 469 – 473.
42. Clausen JL, Zarins L, Ries A. Measurements of abnormal increases of pulmonary tissue in restrictive lung disease. *Am Rev Respir Dis* 1978; 117: 322.
43. Quanjer PhH, de Pater L, Tammeling GJ. Pletismographic evaluation of airway obstruction. Netherlang Asthma Foundation, Leusden. 1971.
44. Ries AL, Jack L, Clausen JL, Friedman PJ. Measurement of lung volumes from supine portable chest radiographs. *J Appl Physiol* 1979; 47: 1332 – 1335.
45. Demetts M, Van de Woestigne KP. Which technique for total lung capacity measurement?. *Bull Europ Physiopath Respir* 1980; 16: 705 – 709.
46. Loyd HM, String ST, Dubois AB. Radiographic and Plethysmographic determination of total lung capacity. *Radiology* 1966; 86: 7 – 14.
47. Pratt PC, Kluch GA. A method for the determination of total lung capacity from posteroanterior and lateral chest roentgenograms. *Am Rev Respir Disease* 1967; 96: 584 – 552.
48. Barret WA, Clayton PB, Lambson CR et al. Computerized Roentgenographic determination of total lung capacity. *Am.Rev.Resp.Dis* 1976; 113: 239 – 244.
49. Glen WV, Jr, and Green R. Rapid computer – aided radiographic calculation of total lung capacity (TLC). *Radiology* 1975; 117: 269 – 273.
50. Paul JL, Levine MD, Frasser RG, Laszlo CA. The measurement of total lung capacity based on a computer analysis of anterior and lateral radiographic

chest images. IEEE transactions on Biomedical Engineering. 1974. Vol, BM E – 21, n° 6.

51. Clausen JL, Zarins LP. Estimation of lung volumes from chest radiographs. In Clausen JL, Zarins LP(eds): Pulmonary Function Testing: Guidelines and Controversies. New York, Academic Press, 1982, pp 155 – 163.

52. Milla C, Hite S, Warwick W. Lung volumes measurements in infantas and young children with CF by a radiographic method. Am J of Respiratory and Critical Care medicine (Abstrats International Conference). April 1997; 155: 4.

53. Paré PD, Wiggs BJ, Coppin CA. Errors in the measurements of total lungs capacity in chronic obstructive lung disease. Thorax 1983; 38: 468 – 471.

54. Del Cid García JJ, Pérez Martínez JR, Pérez Padilla R. Medición radiográfica de la capacidad pulmonar total: Comparación de dos métodos planimétricos. Rev Invest Clin 1991; 43: 61 – 67.

55. Cobb S, Donald JB, Kenneth BO, Stranaham A. Determination of Total Lung Capacity in Disease from Routine Chest Roentgenograms. American Journal of Medicine 1954; 6: 39 - 54.

56. Lundsgaard C and Van Slyke D. Studies of lung volume. I. Relation between thorax size and lung volume in normal adults. J. Exper. Med 1918; 7: 6. Citado por Sanford Cobb et al. Determination of total Lung Capacity in Disease from Routine Chest Roentgenograms. Am J Med 1954; 39 – 54.

57. Binger C and Brow G.: Studies on the respiratory mechanism in lobar Pneumonia; a study of lung volume in relation to the clinical course of the disease. J. Exper. Med. 1924; 39: 677. Citado por Coob et al.

58. Hurtado A and Fray W.: Studies of total pulmonary capacity and its subdivisions. II. Correlation with physical and radiological measurements. *J. Clin. Invest* 1933; 12: 807. Citado por Coob et al.
59. Gilson J, Hugh-Jones P. The measurement of total lung volume and breathing capacity. *Clin Sc* 1949; 7: 185.
60. Kovach JC, Avedian V, Morales G, and Poulos P. Lung compartment determination. *J. Thoracic Surg* 1956; 31: 452.
61. Greenne R.: Radiographic measurement of thoracic gas volume. *Radiol. Clin. North Am* 1971; 9: 63.
62. Marmorstein BL, and Cianciulli FD. Planimetric measurement of total lung capacity in asthma. *Chest* 1974; 66: 378.
63. Pierce RJ, Brow DJ, Holmes M et al. Estimation of lung volumes from chest radiographs using shape information. *Thorax* 1979; 34: 726 – 734.
64. Bencowitz HZ, Shigeoka JW. Radiographic total lung capacity, determination aided by a programmable calculator. *Am Rev Respir Dis* 1980; 122: 791 – 794.
65. Turlbeck WM, Simon G. Radiographic appearance of the chest in Emphysema. *Am J Roentgenol* 1978; 130: 429 – 440.
66. Rodenstein DO, Sopwith T, Denison DM, Stanescu BC. Reevaluation of the radiographic method for measurement of total lung capacity. *Eur Physiopathol Respir* 1985; 21: 521 – 525.
67. Bush A, Denison DM. Use of different magnification factors to calculate radiological lung volumes. *Thorax* 1986; 41: 158 – 159.

68. American Thoracic Society: Lung function testing. *Am Rev Respir Dis* 1991; 144: 1202 – 18.
69. Sackner MA, Feisal KA, and Dubois AB. Determination of tissue volume and CO<sub>2</sub> dissociation slope of the lungs of man. *J Appl Physiol* 1964; 19, 374.
70. Balter S. Digital image processing: a visual tour *Medical Mundi* 1993. Vol, 38 n° 2: 94 – 110.

**Abreviaturas usadas con frecuencia:**

Capacidad Pulmonar Total = **(TLC)**.

Capacidad Pulmonar Total Pletismográfica = **TLC-Pltm.**

Capacidad Pulmonar Total por Dilución de Helio en circuito abierto = **TLC-He.(ca)**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico elipsoidal de Barnhard-Loyd =  
**TLC-RxE.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico = **TLC-RxP.**

Capacidad Pulmonar Total por método radiográfico planimétrico por medio del  
programa autocad de medición de superficies a través del ordenador = **TLC-RxD.**

**VC IN** = Capacidad Vital Inspiratoria

**PIF** = Flujo Inspiratorio Pico.

**ERE** = Diámetro del Espacio Retroesternal.