



Title	非放射線Xenonガスを用いたDigital Fluorographyによる局所肺換気検査法に関する基礎的並びに臨床的研究
Author(s)	浜田, 俊彦
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1987, 47(10), p. 1260-1272
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16315
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

非放射性 Xenon ガスを用いた Digital Fluorography による 局所肺換気検査法に関する基礎的並びに臨床的研究

神戸大学医学部放射線医学教室 (主任: 河野通雄教授)

浜 田 俊 彦

(昭和62年2月12日受付)

(昭和62年3月20日最終原稿受付)

Digital Fluorographic Imaging of Local Lung Ventilation using Nonradioactive Xenon Gas

Toshihiko Hamada

Department of Radiology, Kobe University School of Medicine
(Director: Prof. Michio Kono)

Research Code No. : 506.9

Key Words : Nonradioactive Xenon, Digital Radiography,
Ventilation Imaging

Digital fluorographic imaging of local lung ventilation was attempted using nonradioactive xenon gas as an inhalation contrast agent.

In experimental studies, contrast resolution of digital fluorographic apparatus, DAR-100 and DVI-II, were evaluated by using wedge-shaped box phantoms: image subtraction of two phantoms, one containing 70% xenon and the other containing air, revealed xenon attenuation when the thickness of 70% xenon layer in the phantom was more than 7mm (DAR-100) or 4mm (DVI-II). Another study using a real-sized chest phantom showed that tidal volume inhalation of 70% xenon was enough for the imaging of xenon distribution in the lung.

Clinical study was performed in 25 patients with lung cancer: air inhalation image was firstly obtained, with subsequent collection of continuous images after the initiation of 70% xenon rebreathing for approximately 20 seconds, then subtraction was carried out and images without misregistration artifacts were selected for the evaluation of xenon attenuation.

Xenon attenuation in the lung was noticed in 23 cases (92%) and not in 2 cases (8%). Xenon inhalation images were compared with Kr-81m scintigraphies in 14 cases with hilar type lung cancer. Ventilation defects were detected in 7 cases by both techniques, in 3 cases by scintigraphy alone, and no defect was shown in 4 cases by both techniques. Sensitivity of this method depended on the degree of attenuation and was impaired by misregistration artifacts, therefore deep xenon inhalation without any movement in body position was important.

Although dizziness with short duration was complained in 2 patients, no significant adverse effect of xenon was encountered.

This technique could easily reveal ventilation distribution and defects with good resolution and was useful for the evaluation of ventilation involvement by lung cancer.

I. はじめに
非放射性 Xenon ガスを造影剤とする, digigital

radiography を用いた肺野の造影法については,
Bjork らが報告しているが¹⁾, 局所肺機能検査とし

での実用性には欠ける面があった。一方、著者らはこれまでに digital fluorography を用いた方法を考案し digital subtraction angiography 装置 (以下 DSA 装置と略す) を使用した Xenon 吸入による局所肺機能検査を速報している²⁾。今回は、さらに検査方法をより信頼性のある実用的なものとしたうえ、これを肺癌症例を対象に施行して良好な換気分布像を得ることができた。そこで本法について、その有用性ならびに問題点に関する検討をあわせて報告する。

II. 材料ならびに使用装置

Xenon ガスは、非放射性 Xenon 70%酸素30%の混合気 (以下70%Xenon と略す) を基本として用いた。DSA装置は島津製DAR-100またはPhilips製DVI-IIを用いた。DAR-100は8ビットのADコンバータと2個の512×512×13ビットの画像メモリを有し、ビデオディスクレコーダの録画速度は毎秒30フレームで容量は600フレームである。撮影系は島津製X線透視装置USZ-40を用い、I.I.は9インチである。一方DVI-IIは、10ビットのADコンバータと2個の512×512×12ビットの画像メモリを有し、ビデオディスクレコーダの録画速度は毎秒30フレームで容量は500フレームである。撮影系はPhilips製XTV-6を用い、I.I.は14インチである。また画像処理において、DAR-100には島津製Scintipac 2400を、DVI-IIには日本アビオニクス製Image 2およびDVI-IIに付属の画像処理装置APUを使用した。なお機器間のデータ転送はビデオテープによった。

III. 基礎的研究—実験1—

a) 方法

楔形ファントームによる濃度分解能の検討を行った。ファントームは、1mm厚の亚克力板を組立てた楔形の箱で (Fig. 1a)、空気を封入したものと70%Xenonを封入したものを作成した。これによって厚さが0~2.5cmまで連続的に変化するガス層を得た。DAR-100およびDVI-IIの両者を用いて、2つのファントームのsubtractionを行なった。撮影は、DAR-100では10cm厚水槽を介して管電圧60kV・管電流300mA、DVI-IIでは3cm厚アルミ板を介して管電圧52kV・管電流233mA

にて行なった。いずれの場合もmask像は16フレーム、live像は4フレーム加算処理のうえsubtractionを行なった。この画像をもとに検出可能な70%Xenonガス層の厚さを検討したほか、Scintipac 2400またはAPUを用いて70%Xenonガス層の厚さと造影濃度の関係を示すprofile curveを作成した。

b) 結果

DAR-100、DVI-IIともsubtraction像において70%Xenonによるファントームの造影が認められる (Fig. 1b, c)。画像上ともに70%Xenon層が厚くなるほど造影濃度は上昇するが、DAR-100では厚さが1cm未満の場合、造影はしだいに不明瞭となり、6mm以下では造影効果を認めない。一方DVI-IIでは4mm厚まで造影効果を認めるが、profile curveにおいても、前者が7mm厚以上のとき造影濃度の鋭い上昇を示すのに対して、後者は約2mm厚より直線的な濃度上昇を示した (Fig. 1d, e)。

IV. 基礎的研究—実験2—

a) 方法

胸部ファントームを用いて肺野の造影について検討した。ファントームは、等身大の亚克力製水槽で、肺以外は水を満している。左右肺は独立した腔をなし、その底面には外気との交通孔を設けている。ファントームの肺容積は左右各2,100cm³、2,200cm³であり最大の胸腔前後厚はともに13cmである (Fig. 2a)。ファントームをDVI-IIの撮影台において流量計つき70%Xenonポンペより片側肺門部へ小径のゴム管を通し、毎秒50cm³のガスを送気できるようにした。撮影条件は管電圧62kV・管電流122mAとして、送気前にmask像を、送気開始より1秒毎に10秒間live像を撮影した。このときmask像は16フレーム、live像は4フレーム加算を行なっている。これによって得られた一連のsubtraction像をもとに、70%Xenon量と造影効果の関係を検討したほか、APUを用いて肺野に関心領域を設定しtime-density curveを作成した。

b) 結果

70%Xenonの送気によってファントームの造

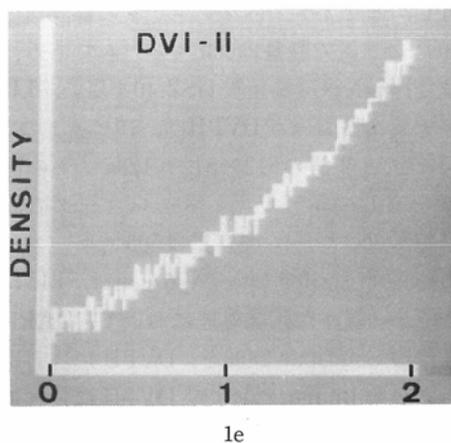
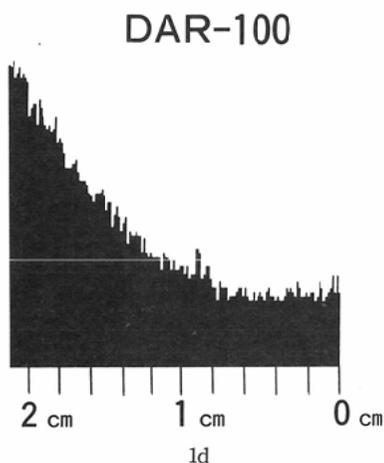
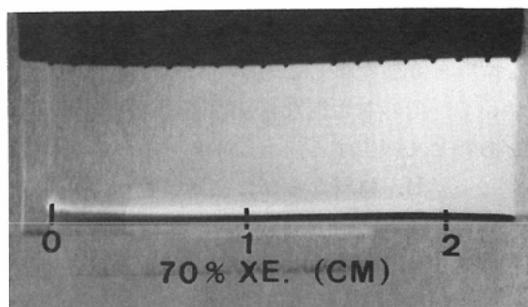
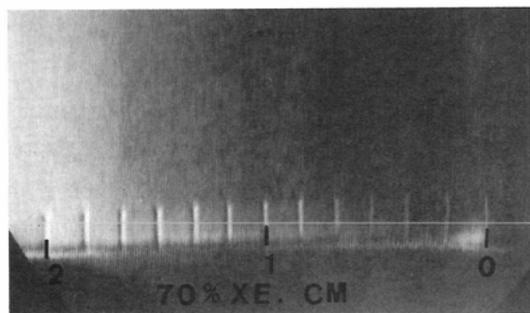
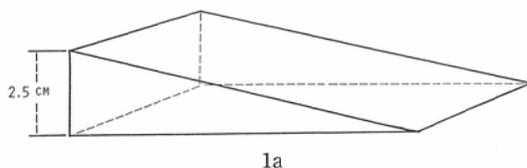


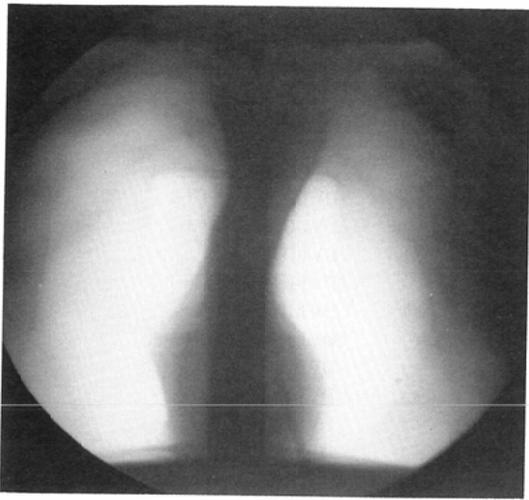
Fig. 1 a) Wedge-shaped phantom made of 1mm thickness acrylic plates. Two phantoms are prepared; one containing 70% xenon and the other room air. Subtracted images of these phantoms, using DAR-100 (b) and DVI-II (c), show xenon attenuation. Profile curves of the subtracted images, obtained from DAR-100 (d) and DVI-II (e), reveal relationship between xenon layer thickness and xenon attenuation.

影は経時的に増加したが、造影効果は1秒後の50 cm³送気時にもわずかにみられ、200cm³では明らかな肺野の造影が得られた(Fig. 2b)。また time-density curve では、70% Xenon 送気を行なった側には10秒後の500cm³送気まで直線的な濃度上昇がみられ、対照側では濃度変化をほとんど認めなかった (Fig. 2c)。

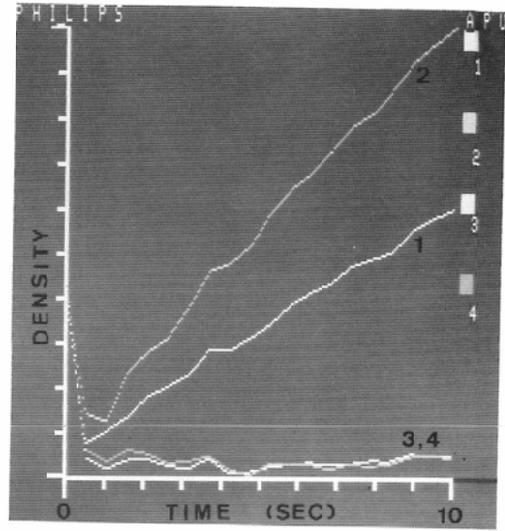
V. 臨床的研究

a) 対象ならびに方法

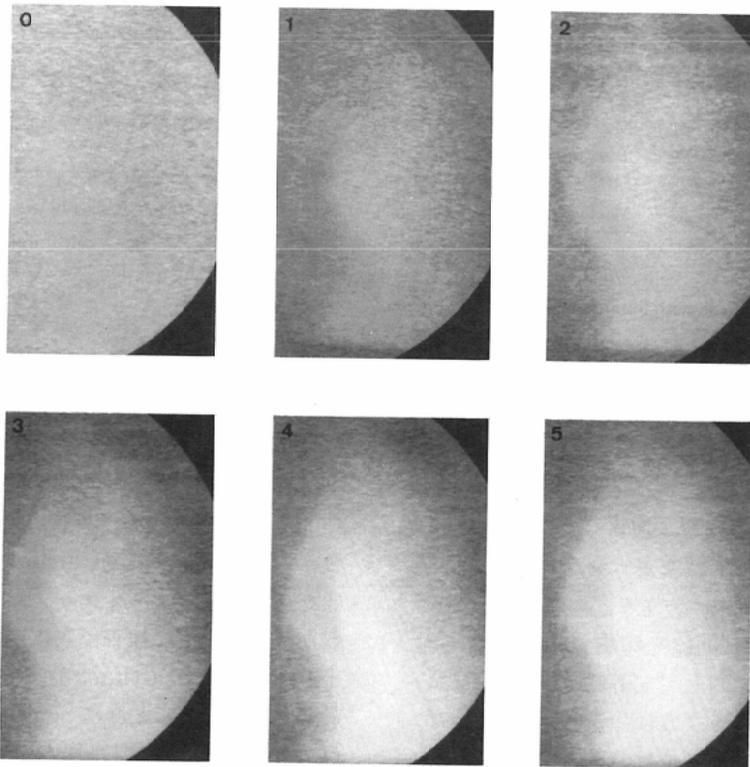
対象は1984年1月より1986年7月の間神戸大学放射線科に入院中の原発性肺癌25例とした。内訳は Table のごとく男性18名・女性7名、年齢は42~84歳(平均61.3歳)で、いずれも呼吸器症状は軽く自立歩行可能な症例である。



2a



2c



2b

Fig. 2 70% xenon is inspired into left lung of a chest phantom (a) at $50\text{cm}^3/\text{sec}$. b) Sequential (1/sec) images of the first five seconds, obtained from DVI-II, reveal xenon attenuation more clearly as xenon volume grows. c) Changes of xenon attenuation in the left lung ROIs (No. 1, 2) are demonstrated by APU with two control ROIs (No. 3, 4).

Table Patients data and the results of ventilation imaging

Patient	Age	Sex	Histology	Type	Digital Subtraction Image			Scintigraphy
					Evaluation	defect	System	defect
1. T. H.	57	M	small	lt H	(±)	(-)	DVI-II	(+)
2. Y. F.	44	F	adeno	lt P	(±)	(+)	DVI-II	(+)
3. A. I.	57	M	squamous	lt P	(+)	(+)	DVI-II	(+)
4. T. K.	54	M	small	lt H	(±)	(+)	DVI-II	(+)
5. A. T.	56	M	squamous	rt P	(+)	(+)	DVI-II	(+)
6. T. U.	42	F	small	lt P	(+)	(+)	DVI-II	(+)
7. I. I.	77	M	squamous	lt H	(-)	(-)	DVI-II	(+)
8. K. M.	58	F	small	rt H	(+)	(+)	DVI-II	(+)
9. M. I.	72	M	squamous	rt H	(±)	(-)	DVI-II	(-)
10. A. K.	74	F	adeno	rt P	(±)	(+)	DVI-II	(+)
11. T. I.	60	M	squamous	lt H	(+)	(+)	DVI-II	(+)
12. F. A.	69	M	squamous	lt P	(+)	(+)	DVI-II	(+)
13. K. S.	57	M	small	rt H	(±)	(-)	DVI-II	(+)
14. K. H.	68	M	squamous	lt H	(+)	(+)	DAR-100	(+)
15. M. U.	84	M	squamous	rt P	(±)	(+)	DAR-100	(+)
16. T. M.	73	F	adeno	rt P	(±)	(+)	DAR-100	(+)
17. S. B.	63	M	small	lt H	(+)	(+)	DAR-100	(+)
18. T. T.	73	M	adeno	rt H	(±)	(-)	DAR-100	(-)
19. S. F.	67	M	small	lt H	(+)	(-)	DAR-100	(-)
20. S. A.	58	M	small	rt H	(+)	(+)	DAR-100	(+)
21. S. N.	50	F	small	lt H	(+)	(+)	DAR-100	(+)
22. T. S.	51	M	adeno	lt P	(-)	(-)	DAR-100	(+)
23. T. K.	59	F	squamous	lt H	(±)	(-)	DAR-100	(+)
24. I. M.	48	M	small	lt H	(+)	(-)	DAR-100	(-)
25. T. O.	69	M	large	rt P	(±)	(+)	DAR-100	(+)

small=small cell carcinoma, adeno=adenocarcinoma, squamous=squamous cell carcinoma, large=large cell carcinoma, H=hilar type, P=peripheral type, Evaluation: (+)=obvious attenuation with minimal artifacts, (±)=attenuation with moderate artifacts, (-)=no attenuation

装置は DAR-100 または DVI-II を使用した。検査の方法は以下の通りである。まず被検者を撮影台上で背臥位とした。次に 2,000~3,000cm³ の 70% Xenon を満たしたゴム製バッグを、三方活栓を介して被検者の顔面に密着させたマスクと接続する。三方活栓の一方は室内気と通じており、70% Xenon 吸入時以外は回路を室内気に開放しておく。そして被検者に対して安静呼吸よりやや深い呼吸を規則的に行なうように指示し、この他の体動を禁じておく。撮影部位は目的とする肺野を中心に設定した。撮影時の管電圧は 60~70kV、管電流は症例に応じて DAR-100 ではマニュアル設定、DVI-II では自動設定とした。撮影プログラムは continuous mode とし、mask 像 (16 フレーム加算) を呼気中間相にて撮影した後、次の吸気より

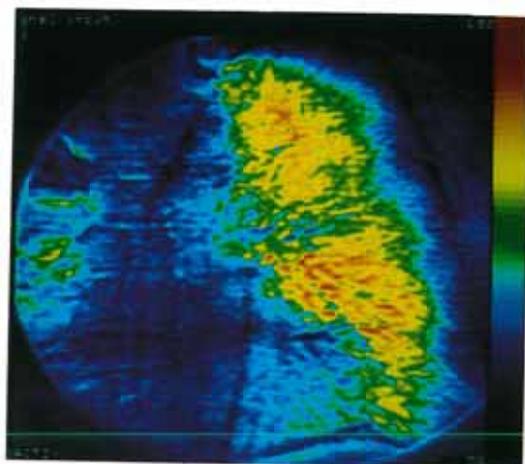
外気を遮断して 70% Xenon を数回反復呼吸させ、この 10~20 秒間に連続的な曝射を行なって subtraction 像を得た。次に画像処理として、一連の subtraction 像のなかから mask 像の呼吸相と一致する misregistration artifact の最も少ない画像を選び出し、ビデオテープに保存した。このような画像は一度の検査で数枚得られるが造影が不十分であったり artifact が多い場合は再検する。最後に Image Σ または Scintipac 2400 にビデオ信号を入力して強調処理とカラー表示を行なった。

b) 結果

25 例についての結果を肺野の造影効果および misregistration artifact の程度によって以下のよう評価した。(+)造影が明瞭で artifact をほ



3a



3b



3c

Fig. 3 Case 1. A 67-year-old male with squamous cell carcinoma. a) Chest radiograph. b) Xenon inhalation image obtained from DAR-100 shows decreased xenon distribution in left S² and lower lung field. c) Ventilation scintigraphy using ^{81m}Kr gas revealed similar defects.

とんど認めないもの、(±)造影はみられるが artifact のやや多いもの、(-)造影が不明瞭、または artifact が大きく造影評価の不能なもの。ここで (+) および (±) は局所肺換気の評価が可能なものとする。これによれば、(+) は12例 (48%)、(±) は11例 (44%)、(-) は2例 (8%) であった (Table)。

末梢部肺癌10例のうちの評価可能な9例はいずれも腫瘍に一致して造影の低下や欠損を認めた。肺門部肺癌は15例のうち14例が評価可能であり、本法の造影所見を同時期に行った^{81m}Kr ガス連続吸入法による肺換気シンチグラフィと比較した。

本法にて肺野に造影低下ないし欠損領域のみられたものは7例あり、これらはすべてシンチグラフィ上も同様の低下ないし欠損を示した。一方、造影低下のみられない7例のうち3例にもシンチグラフィでは低下を認めた。

また副作用として検査後に軽いめまいや気分不良を訴えるものが2例 (8%) あったが、安静によって数分後にすみやかに回復した。

c) 症例呈示

症例1. 67歳男性 (Fig. 3)。

左 B³原発の扁平上皮癌症例。胸部単純写真では左肺門の腫大を認めるが、末梢肺野には特に異常

はみられない。DAR-100による70% Xenon 吸入像では、肺野の造影が明瞭で、中肺野および下肺野末梢には造影低下領域がみられる。前者は腫瘍、後者は閉塞性疾患による変化と思われた。 ^{81m}Kr シンチグラフィにも同様の換気障害を認めた。

症例2. 63歳男性 (Fig. 4).

左下幹原発の小細胞癌症例、胸部単純写真では

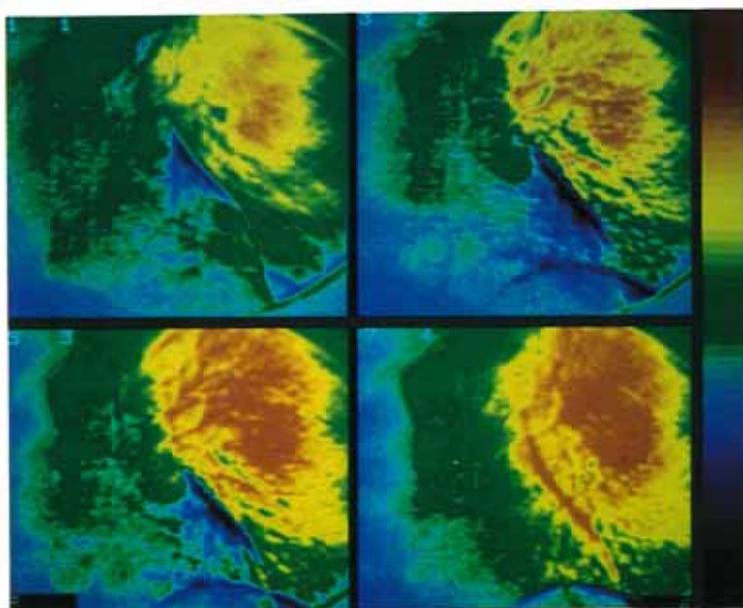
左肺門の腫大を認めるが、左下肺野の含気は保たれている。断層写真では下幹の高度狭窄がみられ



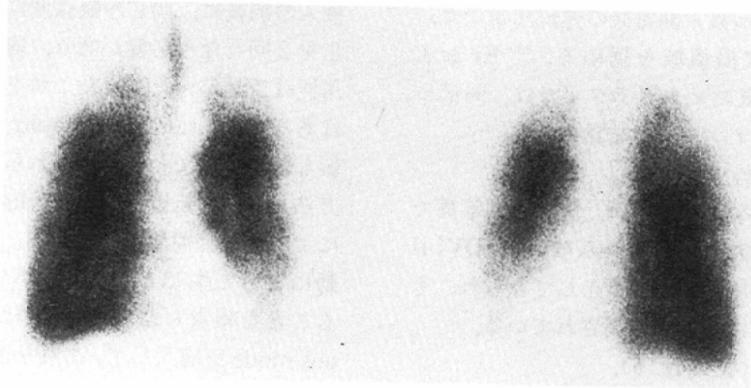
4a



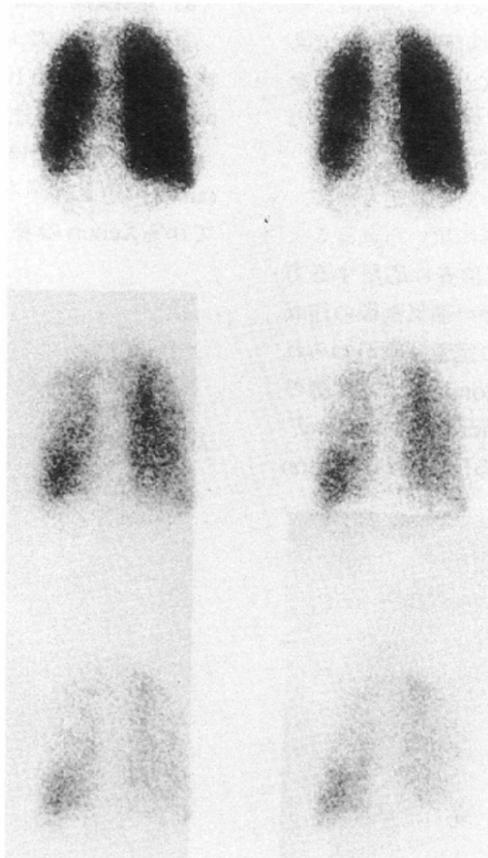
4b



4c



4d



4e

Fig. 4 Case 2. A 63-year-old male with small cell carcinoma. a) Chest radiograph. b) Tomograph shows severe stenosis of left inferior trunk (arrow). c) Sequential images using DAR-100 show the change of xenon distribution and consistent defect in the left lower lung after the initiation of xenon rebreathing. Defect of ^{81m}Kr gas (d) and trapping of ^{133}Xe gas (e) are noticed in the same area.

る。DAR-100による吸入開始後の連続画像では、左下肺野に広い欠損領域を認める。 ^{81m}Kr および ^{133}Xe による換気シンチグラフィでは、同部にそれぞれ欠損とリテンションを認めた。

症例3. 56歳男性 (Fig. 5).

右上葉原発の扁平上皮癌症例。胸部単純写真では右上肺野に直径6cmの腫瘤がみられる。DVI-IIによる吸入画像では腫瘤は欠損としてみられ、その辺縁は artifact によって強調されている。

症例4. 44歳女性 (Fig. 6).

左下葉の腺癌症例。胸部単純写真では左下肺野から肺門に続く腫瘤影がみられ、DVI-IIによる吸入画像では下肺野の欠損がみられる。本例では artifact の混入がやや強く、画像評価は(±)である。 ^{81m}Kr 換気シンチグラフィでは、同部に欠損を認めた。

VI. 考 案

非放射性 Xenon ガスは、その造影能をもとに、脳をはじめとする臓器血流評価に用いられることが多い³⁾⁻⁵⁾。一方これを肺換気検査に応用する方法としては、X線CTによる肺の換気画像の作成や、関心領域内における換気の定量評価が知られている⁶⁾⁻¹⁰⁾。Digital subtraction法によって肺の造影を試みた例は少ないが、micro dose system¹¹⁾を用いた Bjork らの報告がある¹⁾。これは Xenon

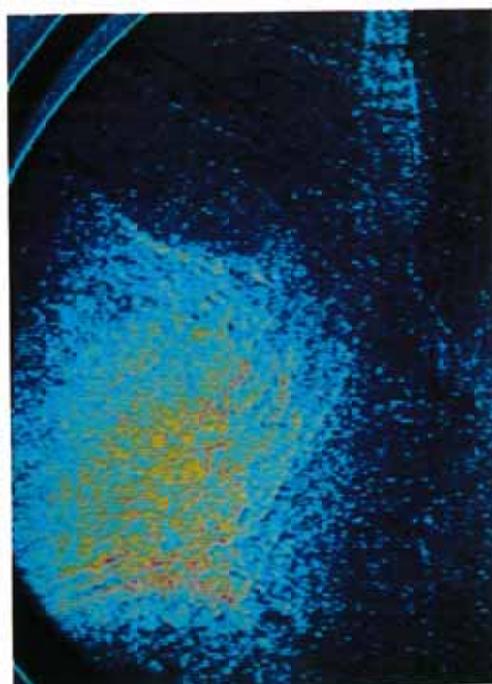
吸入の前後に、同じ呼吸深度にて20秒間の呼吸停止を2回行なう必要がある。臨床検査としての実用性は乏しかった。またこれとは別に動物実験ではあるが digital fluorography による気管支の造影も報告されている¹²⁾。これらに対して著者らの方法は DSA 装置を用いた digital fluorography による局所肺換気検査である。この場合、呼吸運動によって生じる artifact が最大の問題点となることを報告したが²⁾、今回は撮影法に continuous mode を導入して、これを改善した。また基礎的研究では、肺野の造影についてファントムを用いてその信頼性と限界を評価した。

a) 基礎的研究について

基礎的実験1において、70% Xenon 層の肉眼的検出限界は DAR-100の場合7mm、DVI-IIの場合4mmとなり、濃度分解能でDVI-IIがまさっていた。一方、DAR-100では1~2cmの厚さにおいて profile curve の急上昇がみられるため、この領域において70% Xenon の多寡を定性的に比較する場合は



5a



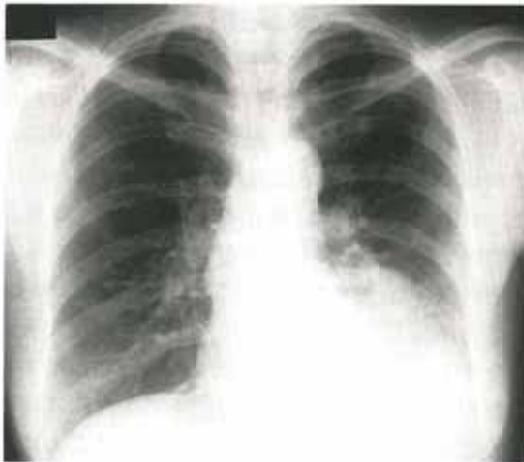
5b

Fig. 5 Case 3. A 56-year-old male with squamous cell carcinoma. a) Chest radiograph. b) Xenon inhalation image using DVI-II shows ventilation defect due to the tumor.

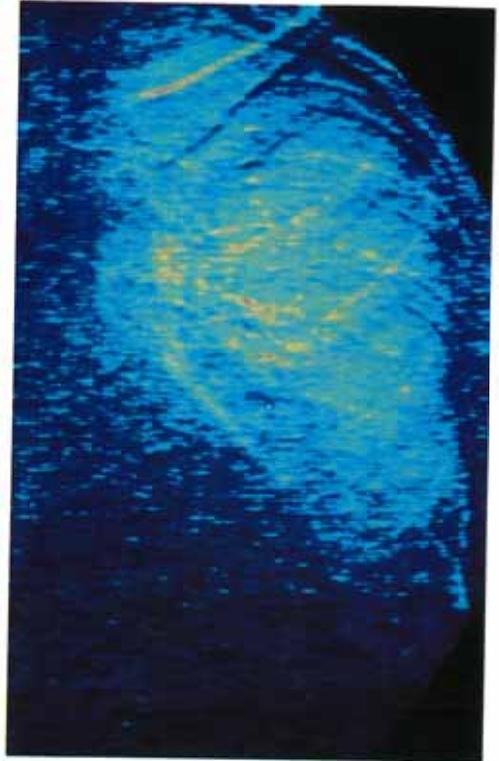
DVI-IIよりも鋭敏と考えられる。またDAR-100の場合、画像表示条件が任意に設定できるため強調が容易であるのに対し、DVI-IIでは、本体に表示される画像の条件設定に制約があり、コントラストの強調が難しかった。DVI-IIではprofile curveが示すように、70% Xenonの厚さと造影濃度変化が比例関係に近いため、コントラスト強調操作の改良によって、検出限界の一層の向上と造影効果の明瞭化が可能と思われる。

基礎的実験2によればファントームの片側肺に50cm³の送気をした場合、わずかながら造影効果

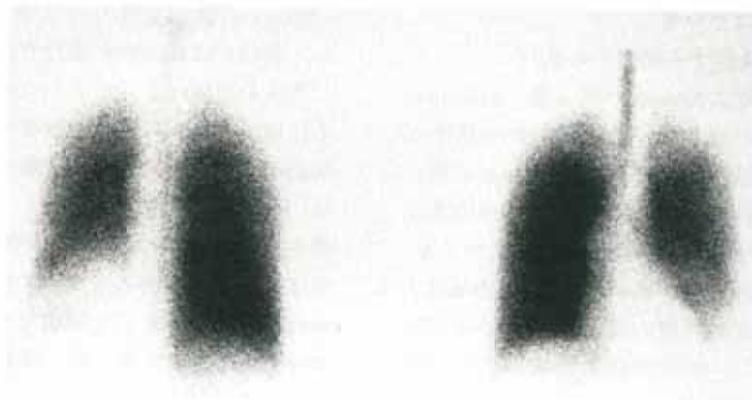
を認めることができた。このときガスが均等に希釈されて分布していると仮定すれば、肺内のXenon濃度は約1.7%、最大の前後厚は13cmであ



6a



6b



6c

Fig. 6 Case 4. A 44-year-old female with adenocarcinoma. a) Chest radiograph. b) Xenon inhalation image with slight misregistration artifacts, obtained from DVI-II, shows ventilation defect in the left lower lung. c) Similar defect is noticed by scintigraphy using ^{81m}Kr gas.

り、これを70% Xenon に換算すると厚さは最大で約3.1mm となる。この値は前述した DVI-II の検出限界以下に相当するが、実際には送気管の開口する肺門部周辺にガスが濃く存在するために、わずかながら造影効果を確認できたものと思われる。

臨床応用では、70% Xenon の吸入を安静呼吸よりも深いレベルで行なわせており、この時の一回換気量は tidal volume 以上に相当する。したがって正常例の片側肺には、少なくとも tidal volume の半量すなわち約200cm³以上の70% Xenon が分布すると考えられる。ファントム肺における検討では、200cm³の70% Xenon を片側肺に送気した場合、明瞭な造影効果が得られており、実用上も前述の呼吸法によって十分な造影が可能と思われる。この時ファントム肺には換算上最大12mm 厚の70% Xenon 層が存在することになり、この厚さは基礎的検討1における造影可能域にあたる。この領域内では肺野の造影濃度は Xenon 量に応じて変化し、局所的な分布の減少があれば造影低下として描出可能である。なお基礎的実験2では DAR-100 を使用していないが同様の考察によって、肺野の造影は可能と考えられる。

以上は tidal volume 吸入時の検討であるが、実際の吸入量はさらに多いので、肺野の造影効果はより明瞭となる。

b) 臨床的研究について

i) 造影濃度を決定する諸因子の検討

肺野の造影効果は Xenon の吸入量、misregistration artifact の程度ならびに機器の特性によって総合的に決定される。そして Xenon の吸入量すなわち肺内分布量は、吸入する Xenon の濃度や呼吸深度、rebreathing の時間によって決まる。

吸入する Xenon 濃度が高いほど、造影効果は大きくなるが、Xenon 特有の麻酔効果による副作用¹³⁾¹⁴⁾も増加する。今回の臨床的検討では70% Xenon を用いて、25例のうち2例に軽いめまいや気分不良を認めた。しかしいずれも一過性であり、安全性に関する問題は少なかった。これは本法における吸入が短時間かつ比較的少量で、呼吸停止を要しないためであろう。そこで、より高濃度

を用いることも考えられるが、80% Xenon 20% 酸素を使用した Bjork らの報告では、健康者5例すべてにめまい等の副作用を認めている¹⁾。これは吸入後に呼吸停止を行なう方法であり、本法と一部異なるが、副作用の出現が多い。したがって肺癌患者を対象とする場合、造影効果と安全性を考慮すると70% Xenon が実用的と思われる。

造影効果の発現には misregistration artifact の解消も重要であるが、実際には多少の artifact 発生を避けられない。そこで今回は artifact 軽減のために continuous mode を用いた。これによって、約20秒間の連続的な subtraction 像のうちから、mask 像と呼吸相の一致する画像を数枚選択できる。この画像には心拍動や体動による artifact がときに混入するが、比較的軽度なものが多い。しかしこれには個人差があり、造影不成功の2例は体動による artifact が大きかった。この点、artifact の減少は、検査の成否を左右する重要な問題であり、今後も検討を重ねる必要がある。

肺内 Xenon 量の増加は造影濃度を上昇させる。ところが吸入量を増すために、努力性の最大吸気を命ずると、体動による artifact が著しく増加し造影が不明瞭になってしまう。そこで今回は安静呼吸よりやや深い中間的な呼吸をさせることにした。一方 rebreathing 時間の延長によって肺内 Xenon 量を増すことも可能ではあるが、経過中に artifact の増加を伴うことや機器上の制約から、現状では約20秒が最大である。

現在の方法によってさらに造影濃度を高めるためには、これらの諸点を改善する必要があるが、前述のように制約も多い。最も効果の大きいものは、呼吸深度の増大であろう。すなわち、artifact 発生を抑制しつつ Xenon の吸入を可能なだけ増加させることである。実際には、努力性呼吸時の artifact 防止が最大の問題であり、そのためには mask 像を多数収集可能な撮影モードや、被検者の体にある程度の固定を加えることが必要であろう。

ii) 換気検査としての評価と課題

本法は、吸入開始後早期の Xenon の分布状態を画像化しており、換気障害部では Xenon の分布は

低下する。一方、 ^{81m}Kr ガス連続吸入法による肺シンチグラフィも換気分布とみなされるため¹⁵⁾、両者は同様の所見を呈するものと思われた。実際に本法は、中枢側の気管支に閉塞や狭窄をきたしやすい肺門部肺癌例で ^{81m}Kr ガスとほぼ同様に換気障害を検出しており、本法における造影の欠損や低下は明らかに換気障害を意味していた。一方、換気シンチグラフィにのみ異常のみられた3症例の画像は、Xenon 造影濃度が不十分であったり、artifact による画質低下が大きいために障害を描出できなかったと思われる。

また肺癌症例では慢性閉塞性気道疾患を合併することが多く¹⁶⁾、これと腫瘍による換気障害とを鑑別する必要がある。本法では検査時の透視によって後者の範囲を推定可能であり、両者の鑑別は比較的容易と思われる。

従来の換気シンチグラフィは撮像に一定の時間を要するため、十分な分解能をもって瞬間的に換気分布を画像化することは困難であった。しかし本法ではこれが可能であり、症例2では数回の反復呼吸の間にガスが分布していく状態を画像化することができた。このように本法の画像は瞬間的な曝射によって得られるため、呼吸運動を続けながら撮像する ^{81m}Kr 連続吸入法にくらべて、区域性ないし亜区域性換気障害をより正確な形態で検出可能と思われる。しかしながら、これについては十分な造影濃度と画質の向上が必要であり、さらに今後の検討を要する。

本法を応用して、 ^{133}Xe ガスによる洗い出しイメージのように気道狭窄をリテンションとして陽性描画することは理論的には可能である。しかしながら現在の DSA 装置では平衡状態まで吸入させた後に肺容量分布や洗い出し経過をとらえるほどの時間設定は難しい。また定量評価への応用については、得られる画像の呼吸相や呼吸深度が一定しないことや、artifact の処理から問題点が多く、現状では定性評価の域にとどまっているが、これは今後検討すべき課題である。

肺癌患者における局所換気検査の臨床的意義については、換気シンチグラフィにおける検討が示すように、早期癌の存在診断にはあまり有効とは

いえず¹⁶⁾、むしろ肺門部肺癌において、気管支の狭窄や閉塞によって生じる換気障害の検出と評価ならびに治療効果の検討に有用とされ^{16)~20)}、手術適応の症例では術後肺機能の予測にも有効とされる²¹⁾²²⁾。著者らも主に放射線治療の対象となる患者について、本法を施行し換気障害の評価に用いている。

一般に局所換気検査としては、換気シンチグラフィが行なわれており、本法がこれに対してどのような意義を有するののかという検討も必要である。本法は非放射性的の不活性ガスを造影剤として用いるため、放射性薬剤に比して管理保存は容易である。そのうえ検査を随時施行できるという利点があり、緊急検査に応用できる。また設備として DSA 装置を要するが、検査時の透視をもとにして腫瘍による換気障害部位の判定が可能である。また局所換気障害の検出だけでなく、前述したように経時的なガス分布の変化を詳細に把握可能である。さらに今後の DSA 装置の進歩によって高解像度のガス分布像や定量評価の可能性があり、これらの諸点が特色と考えられる。

本法は、換気障害部の検出能や安全性および手技の平易さから、現状においても局所換気検査としての実用性は十分に認められる。今後さらに造影濃度を高めることによって診断能の向上と応用範囲の拡大が期待される。

VII. まとめ

非放射性 Xenon ガスを造影剤とする Digital Fluorography を用いた局所肺換気検査について、基礎的ならびに臨床的研究を行ない以下の結論を得た。

1) DAR-100, DVI-II を用いると、ファントーム内の各々4mm, 7mm 厚の70% Xenon 層を画像上に検出でき、これ以上の厚さでは造影濃度は Xenon 量を反映して増加した。

2) 等身大胸部ファントームの片側肺に70% Xenon を連続送気すると、tidal volume 相当量(200cm³)では十分な肺野の造影が得られた。

3) 肺癌症例25例について70% Xenon 吸入による digital fluorography を施行し23例の換気分布画像を得た。造影低下ないし欠損部は ^{81m}Kr ガス

連続吸入法における障害部に一致した。

4) 本法は局所肺機能検査として安全かつ随時に施行可能であるが、吸入量の確保および artifact の防止が造影効果の発現に重要である。

稿を終えるにあたり、御指導と御校閲をいただいた河野通雄教授に深甚なる謝意を表します。また終始御協力いただいた杉村和朗先生（現島根医大中央放射線部助教授）をはじめとする教室の諸先生方ならびに中央放射線部の楠本利治技官に厚く御礼申し上げます。

なお本論文の要旨は第44回日本医学放射線学会総会において発表した。

文 献

- 1) Bjork L, Bjorkholm PJ: Xenon as a contrast agent for imaging of the airways and lungs using digital radiography. *Radiology* 3: 475—478, 1982
- 2) 杉村和朗, 橋本 勇, 浜田俊彦, 他: 非放射性 Xenon Gas による肺機能検査法の基礎的並びに臨床的検討, *日本医放会誌*, 43: 1429—1431, 1983
- 3) Drayer BP, Wolfson SK, Reinmuth OM, et al: Xenon enhanced CT for analysis of cerebral integrity, perfusion and blood flow. *Stroke* 9: 123—130, 1978
- 4) Gur D, Yonas H, Herbert D, et al: Xenon enhanced dynamic computed tomography: Multilevel cerebral blood flow studies. *J Comput Assist Tomogr* 5: 334—340, 1981
- 5) Gur D, Wolfson SK, Yonas H, et al: Progress in cerebrovascular disease: Local cerebral blood flow by xenon enhanced CT. *Stroke* 13: 750—758, 1982
- 6) Foley WD, Haughton VM, Schmedt J, et al: Xenon contrast enhancement in computed body tomography. *Radiology* 129: 219—220, 1978
- 7) Gur D, Drayer BP, Borovetz HS, et al: Dynamic computed tomography of the lung: Regional ventilation measurements. *J Comput Assist Tomogr* 3: 749—753, 1979
- 8) Gur D, Shabason L, Borovetz HS, et al: Regional pulmonary ventilation measurements by xenon enhanced dynamic computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 5: 678—683, 1981
- 9) Herbert DL, Gur D, Shabason L, et al: Mapping of human local pulmonary ventilation by xenon enhanced computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 6: 1088—1093, 1982
- 10) Snyder JV, Pennock B, Herbert D, et al: Local lung ventilation in critically ill patients using nonradioactive xenon-enhanced transmission computed tomography. *Crit Care Med* 12: 46—51, 1984
- 11) Stein J: X-ray imaging with a scanning. *Radiology* 129: 219—220, 1978
- 12) Winkler SS, Lysel MV, Peppeler WW, et al: Digital subtraction bronchography with stable xenon. *Computerized Radiology* 2: 79—83, 1984
- 13) Cullen SC, Gross EG: Anesthetic properties of xenon in animals and human beings, with additional observations on krypton. *Science* 113: 580—582, 1951
- 14) Pittinger GB, Moyers J, Cohen SC, et al: Clinicopathologic studies associated with xenon anesthesia. *Anesthesiology* 14: 10—17, 1953
- 15) Fazio F, Jones T: Assessment of regional ventilation by continuous inhalation of radioactive krypton-81m. *Brit Med J* 3: 673—676, 1975
- 16) Kats RD, Alderson PO, Tockman MS, et al: Ventilation-perfusion lung scanning in patients detected by a screening program for early lung carcinoma. *Radiology* 141: 171—178, 1981
- 17) 橋本 勇, 大塚信昭, 伊藤安彦, 他: 肺癌における ^{81m}Kr ガスおよび ^{99m}Tc -MAA による肺換気・血流分布に関する研究, *肺癌*, 20: 309—319, 1979
- 18) Fazio F, Pratt TA, McKenzie CG, et al: Improvement in regional ventilation and perfusion after radiotherapy for unresectable carcinoma of the bronchus. *AJR* 133: 191—200, 1979
- 19) Maynard CD, Miller RP, Heaphy LJ Jr, et al: Pulmonary scanning in bronchogenic carcinoma. *Radiology* 92: 903—907, 1969
- 20) Secker-Walker RH, Alderson PO, Wilhelm J, et al: Ventilation-perfusion scanning in carcinoma of the bronchus. *Chest* 65: 660—663, 1974
- 21) Kristersson S, Lindell SE, Svanberg L: Prediction of pulmonary function loss due to pneumonectomy using ^{133}Xe radiospinometry. *Chest* 62: 694—698, 1972
- 22) DeMeester TR, Van Heertum RL, Karas JR, et al: Preoperative evaluation with differential pulmonary function. *Ann Thorac Surg* 18: 161—171, 1974