The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	平行平板型面積線量計を用いたIVRにおける患者被曝線量の測定
Author(s)	田中, 淳司; 平田, 壽; 西, 直子 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2000, 60(5), p. 261-267
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18436
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

平行平板型面積線量計を用いたIVRにおける患者被曝線量の測定

田中　淳司　　平田　　壽　　西　　直子　　牛見　尚史　　平敷　淳子

埼玉医科大学放射線医学教室

Radiation Dose Measurement of the Patient in Interventional Radiology Using a Transmission Ionization Chamber

Junji Tanaka, Hisashi Hirata, Naoko Nishi, Takashi Ushimi, and Atsuko Heshiki

We propose a method to estimate patient radiation dose in radiologically guided interventional procedures using a transmission ionization chamber. A typical transarterial embolization (TAE) procedure for hepatocellular carcinoma was simulated, including 30 minutes of fluoroscopy and five series of DSA, each with appropriate collimation. The dose-area product was divided by the area and compared with values from a standard dosimeter placed in the center of the radiation entrance, to obtain a conversion factor. In this way, the entrance skin dose can be estimated immediately after the procedure by simply multiplying the value by the conversion factor, if the procedure roughly conforms to the simulated model. The average entrance skin dose of 33 patients who recently underwent TAE for HCC was found to be 0.66 (0.19-1.75) Gy. This technique can be applied to other areas of IVR and may help to reduce patient exposure to radiation.

Research Code No.: *203.2*

Key words: *Radiation dosimetry, Patient dose, Transmission Ionization chamber, Interventional radiology*

Received Jul. 28, 1999; revision accepted Dec. 11, 1999

Department of Radiology, Saitama Medical School

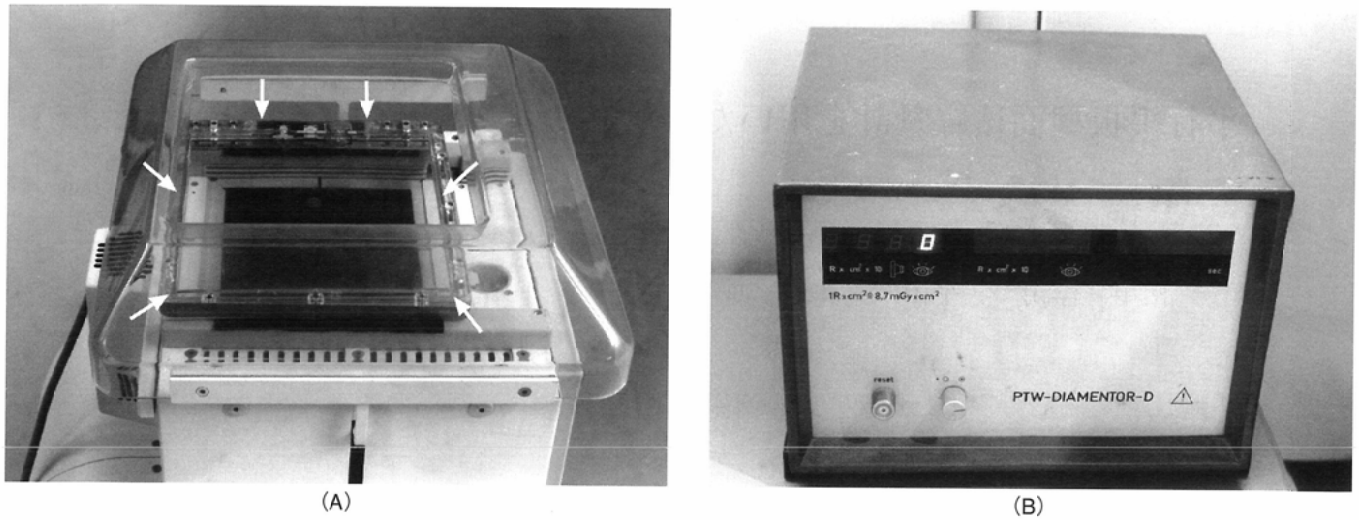
別刷請求先
〒350-0495　埼玉県入間郡毛呂山町大字毛呂本郷38
埼玉医科大学放射線医学教室
田中　淳司

はじめに

IVR (Interventional Radiology) の進歩は著しく，従来大がかりな外科手術と莫大な費用，長期間の入院を要していたある種の患者を，短期間かつ低コストの医療で社会復帰させることが可能となった．その一方で，患者が受ける被曝線量の大きさが無視できない問題となっている．患者被曝に歯止めをかけるには現場における迅速な被曝線量モニターが必須であるにもかかわらず，種々の制約や技術的困難に阻まれて，今日に至るまでなお決定的な測定手段はないのが現状である．今回われわれは，平行平板型面積線量計（以下，面積線量計）を現場に導入することにより，患者被曝線量を簡便・迅速に概算する方法を実用化して運用を始めたので報告する．

IVRの技術は近年著しく高度化し，たとえば肝動脈塞栓療法ではマイクロカテーテルを用いた亜区域以上の末梢枝までの超選択的挿入が普通のこととなった．その結果，治療成績は向上している[1]ものの，透視時間は長くなり，造影回数は増加し，患者の皮膚面線量が4Gyに達したというような報告すらみられるようになった[2),3)]．これは従来の放射線診断の常識をはるかに超えたものであるにもかかわらず，現場の術者たちの問題意識は高いとはいえない．これは被曝線量が症例ごとにその場で具体的に示されることがないためと思われ，その原因は現場での線量測定の技術的困難および煩雑さに求められる．この問題を解決して術者の注意を喚起するためには，簡便にして迅速な被曝線量モニター法を確立する必要がある．この目的に沿う可能性を持つものとしては面積線量計があるが，後述するように実用上の問題点が多く，臨床の現場で十分活用されているとはいいがたい．

面積線量計は平行平板状イオンチェンバとも称され，Fig. 1に示すようにX線発生装置のコリメータ部分に装着して使用し，検査中にコリメータを通過したすべてのX線の線錐の断面積と空気カーマの積を積算する[4]．これによって，患者の体に測定用器具を装着したりその位置を気にすることなく，また撮影距離や撮像条件変動の影響をほとんど受けることなく，患者の被曝線量をモニターすることができる．



(A)　　(B)

Fig. 1　Installation of the transmission ionization chamber. A: Ionization chamber (arrows), installed on the collimator of the X-ray generator. B: Main unit of the measuring system. The concurrent dose area product is shown on the digital display.

以下にその原理を示す．

面積線量計の原理

面積線量計の概念をFig. 2に示す．管球の焦点で発生し，コリメータを通過したX線は線錐を形成しつつ患者の皮膚面へ向けて進む．Fig. 2におけるlevel 1をイオンチェンバ，level 2を患者の皮膚面とすると，level 1での線量Xは粒子フルエンスΦ（単位面積当たりを通過した光子の数）に比例する．

Level 1の線錐の断面積をSとし，X線管の焦点から絞りを通してn個のX線光子が放出された場合，以下の等式が成立する．

粒子フルエンス $\Phi = n/S$

$X = k\Phi = kn/S$　　（kは比例定数）

$\therefore XS = kn =$ 面積線量

以上より，

Level 2での面積線量 = kn = Level 1での面積線量

という等式が成り立つ．すなわち面積線量は距離に依存せず，level 1で測られた面積線量はlevel 2（患者の皮膚面）の面積線量につねに等しい．この性質を利用して，患者に付与された放射線の量を「面積線量」という形で容易に測定することができる．

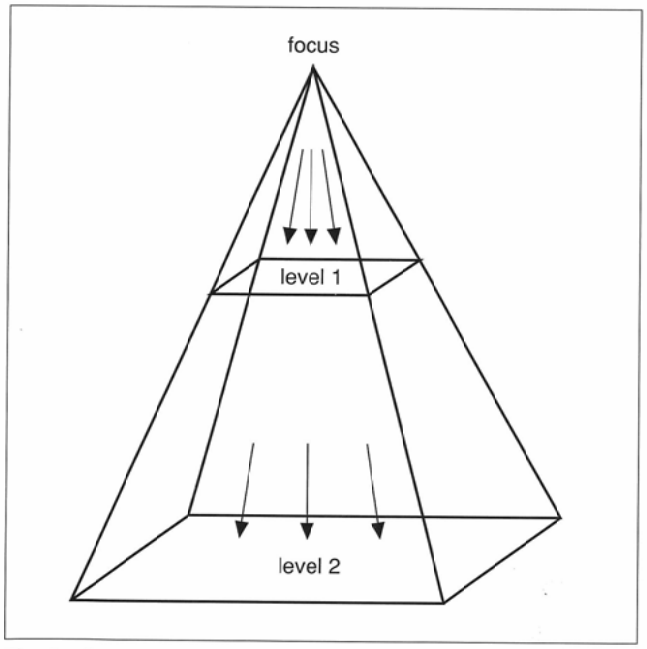


Fig. 2　Concept of the ionization chamber. The number of photons at level 1 is equal to that at level 2. Therefore, the dose-area product obtained by the ionization chamber is independent of level.

I　基礎実験

現場での実用の前段階として，面積線量計をDSA装置に装着した上で以下のような検討を行った．

面積線量計はDiamentor-D（PTW-Freiburg, Germany）をDSA装置のコリメータ部分に外付けし，下記の手順による特性評価ならびに校正を行った．DSA装置はAngiostar System（Siemens, Germany）を使用した．なお，取り付けにあたってはシーメンス旭メディテック社の技術者の協力を得，ケーブル類の処理を含めた適正な工事を施行した．

1．面積線量計の特性評価と校正

症例での測定に先立ち，面積線量計の物理的特性を知るべくFig. 3に示すような配置で以下のような特性評価と校正を行った．これはIEC基準[4]に基づいたユーザー側の校正手順[5]を踏んだことを意味する．基準とする線量計は9015型標準線量計（Radcal Corporation, Cal, USA）を使用した．この線量計は国内の校正認定事業者によって校正されており，不正確さの範囲は±10%以内である．線量計はセンサー部分が照射野の中心に位置するようにセットした．照射野の

Fig. 3　Caliburation of the ionizing chamber using a DSA unit. A: Image intensifier, B: Acrylic plates of 20cm in thickness, substituting for a human body, C: Standard radiation monitor, D: Ionization chamber, E: Collimator.

決定はX線フィルムを用い，最大線量の50％になる線の内部とした．なお，使用したDSA装置はアンダーチューブ型であるが，特性評価と校正は実際に使用する状態と同様のセッティング(天板が入った状態)で行っている．手順は以下の通りである．

1)管球電圧と照射野面積を一定にしてmAsを変化させた時の，面積線量計の計測値をみる(Fig. 4)．

2)補正定数と管球電圧との関係(Fig. 5)．黒化度と照射野面積を一定として，管球電圧を常用の70kVpから105kVpまで変化させた時の補正定数の変動をみる．この補正定数とは，面積線量計が示した数値と，それに対応する標準線量計の計測値に測定位置での線錐の断面積を乗じたものとの比である．

3)補正定数と照射野面積の関係(Fig. 6)．管球電圧(70kVp)とmAsを一定として，照射野面積を変化させた時の補正定数の変動をみる．これは照射野面積の増減に伴って生じる散乱線の影響の変化を知るためのものである．

以上の実験の結果をFig. 4-6に示す．この実験結果から得られた結論は以下の通りである．

1)常用域でのmAsの変化に対する面積線量計の計測値は直線的である．

2)常用の管球電圧の範囲における補正定数の変動は1.29から1.35の間であり，変動はゆるやかである．

3) 照射野面積を(常用の範囲内で) 6倍にひろげた時の補正定数の増加(≒ 散乱線の影響)は35％以下である．

以上より，常用域における面積線量計の計測値は患者被曝線量をおおむね反映するものと考えられた．

2．臨床応用に必要な基礎データの作成

面積線量計により与えられる計測値は，線束のある断面における「面積線量(dose-area product)」(単位質量当たりの吸収エネルギー×照射野面積)という二次元の数値であるため，皮膚面での線量を評価するためには，計測値をX線入射面の面積で除する必要がある．ところが現実には検査中の照射野面積は常に変化しており，皮膚面線量を積算するためには検査中の照射野面積の変化をすべて記録し，その間の線量の値を積分しなければならない．しかしこれはあまりに複雑で現実的とはいえず，しかも検査中の撮像条件の変動はカバーできない．面積線量計の優れた特質が現在に至るまで生かされずにいる原因は，この問題が解決できな

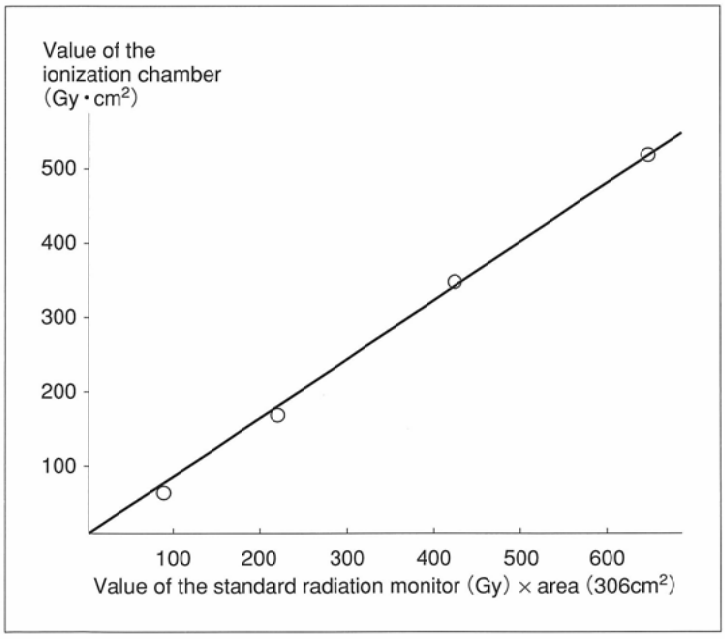


Fig. 4　Plot of the value of ionization chamber versus mAs. The X-ray tube voltage (70kVp) and the area (306cm²) were fixed, and the mAs was changed within the range of a usual examination, for comparison with the values obtained with a standard radiation monitor.

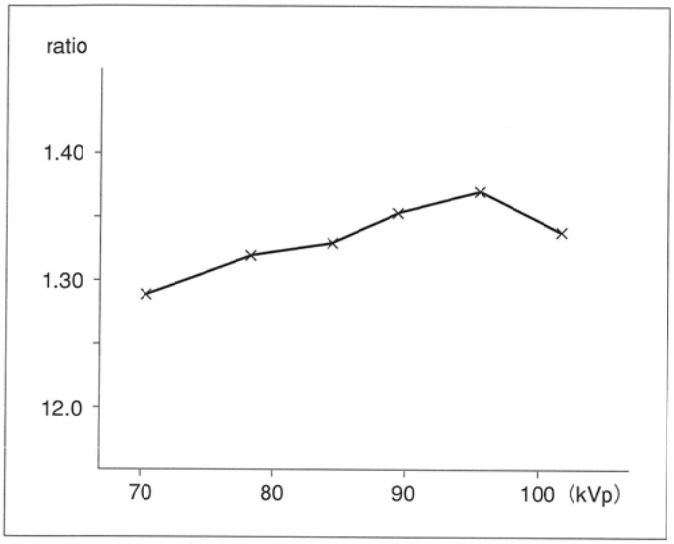


Fig. 5 The voltage of the X-ray tube was changed from 70 to 105kVp, with the radiation exposure held constant. The area of the radiation entrance was fixed. The value from the radiation monitor was multiplied by the area, and the ratio of the result to the value from the ionization chamber was plotted.

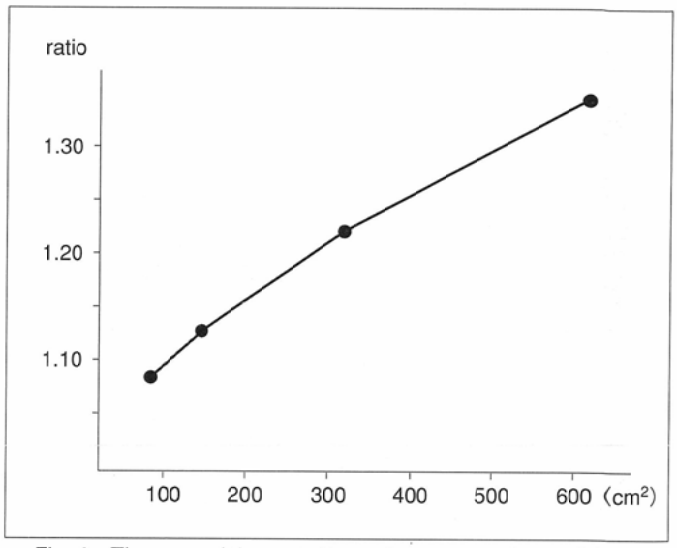


Fig. 6 The area of the radiation entrance was changed from 80 to 620cm², under constant voltage (70kVp) and constant 25mAs. The ratio of the value from the radiation monitor and the area and that from the ionization chamber was plotted.

かったことにあるといってよい[5].

この問題を解決するためのわかりやすい手段としては，透視検査中のコリメータを一定のサイズに固定してしまう方法がまず考えられる．検査中の透視のサイズを固定して動かせなくしておけば照射野面積に関して不確定な要素を排除することができるため，皮膚面線量の算出が可能となるであろう．しかしながら，コリメータが操作できない状況下での検査というのは患者被曝低減の目的から逸脱しており，あくまで思考実験の域を出ない．

次にわれわれが考えたのは，検査の種類ごとに一定のパターンを設定して近似値を得る方法である．すなわち，たとえば肝癌の動脈塞栓術であれば，通常は(1)腹腔動脈造影による全体像の把握から入り，(2)上腸間膜動脈を介した全肝門脈造影を経て(3)個別の区域枝または亜区域枝の造影を行った上で，(4)目的とする腫瘍の栄養血管に到達して造影，(5)塞栓術を施行した後，カテーテルを多少後退させて確認造影を行って終了，という定型的パターンを想定することができる．当院で行われた肝癌動脈塞栓術の最近の33例における平均透視時間は33分，平均造影回数は5.5回であった(Table.2)．これが肝癌塞栓術の現実的・平均的な姿であると仮定して，おおむね上記の定型的パターンに乗るものとみなし，Fig. 1と同様のアクリル板を用いたモデル上で再現した．この状況下で得られた標準線量計の計測値と，面積線量計の数値を対比した結果をTable 1に示す．表の縦のA欄が面積線量計の計測値，同じくB欄が標準線量計からの値である．両者を同次元のデータとして対比するために，B欄の数値は標準線量計の計測値にその位置での照射野面積を乗じたもの(dose-area product)としてある点には注意を要する．この表をみる限りでは，両者の数値はよく近似している．最初の基礎実験で得られた面積線量計の物理特性データも踏まえると，実際の検査がこの実験モデルのパターンから大きく外れたものにならない限りは，面積線量計の計測値から算出された線量は皮膚面線量とほぼanalogousな関係をなすと考えてよいであろう．Table 1の結果か

Table 1 A simulated pattern for a typical transarterial embolization procedure for hepatocellular carcinoma. Series 2 through 6 were done by DSA.

Series	A	B	C	D	E	F
(1) 30 min. of fluoloscopy with 20cm I. I.	155	63.16	63.71	1.01	411.01	407.48
(2) Celiac arteriogram	407	7.57	9.01	1.19	22.13	18.60
(3) Hepatic portogram via S. M. A.	407	8.18	9.93	1.21	22.40	20.10
(4) Right hepatic arteriogram	270	8.09	9.64	1.19	22.40	29.96
(5) Superselective right hepaic arteriogram	155	7.57	9.65	1.27	35.72	28.03
(6) Right hepatic arteriogram	270	8.35	10.82	1.29	69.82	53.87
Total	1664	102.92	112.76		598.48	558.04

A: Area of the radiation entrance (cm²), B: value of the ioning chamber (Gy·cm²), C: calculated dose-area product (value of the radiation monitor × applied area) (Gy·cm²), D: ratio of C/B, E: entrance dose by the radiation monitor (mGy), F: estimated entrance dose from the ioniziation chamber (mGy)

Table 2　Total fluoroscopy duration, the number of DSA, and the value of the ionization chamber in 33 recent procedures of TAE for HCC.

Patient's No.	A	B	C
1	58.5	6	205
2	66.0	7	96
3	4.3	4	33
4	16.0	3	50
5	15.6	4	66
6	22.7	8	91
7	64.4	5	247
8	60.0	5	160
9	15.9	6	62
10	17.1	6	67
11	42.3	6	65
12	15.5	4	70
13	23.8	8	182
14	32.6	4	70
15	28.9	3	68
16	28.8	5	103
17	24.9	6	64
18	46.3	6	306
19	16.8	3	77
20	8.3	4	146
21	45.8	3	87
22	42.0	7	168
23	17.1	5	102
24	45.5	6	61
25	8.2	3	110
26	30.1	7	77
27	23.2	6	63
28	39.3	7	108
29	36.9	3	52
30	46.7	11	212
31	26.0	7	130
32	5.2	9	202
33	34.2	8	147
Average	33.2min.	5.5	114Gy・cm^2

A: Total duration of fluoroscopy (min.), B: the number of DSA, C: The value of the ionizing chamber (Gy・cm^2).

らは，面積線量計から得られた数値Aは標準線量計の計測値に照射野面積を乗じた数値よりもわずかに低く，補正定数1.1を乗じる必要があった．したがって，標準線量計の計測値をX'，その位置(皮膚面)での線束の断面積をS'とすると，

$$1.1A = X' S'$$

という等式が成立し，この式に実験データ(Table 1)から得られた数値

$$A = 102.9\,(\mathrm{Gy \cdot cm^2})$$
$$X' = 0.598\,(\mathrm{Gy})$$

を代入すると，

$$S' = 188.7\,(\mathrm{cm^2})$$

という数値が得られる．これは実験上，標準的な検査パターンを想定して平均的な照射野面積を決めさせたことによる産物である．この数値を得たことで，肝癌TAEの典型的検査パターンに大略乗った検査については面積線量計の計測値から皮膚面線量へのおおまかな換算が可能となった．

II　臨床例における測定と応用

当院における最近の肝癌TAE 33症例を測定対象として，全透視時間と造影回数を集計するとともに，面積線量計による計測を施行した．その結果をTable 2に示す．

実際の検査の場には標準線量計は存在しないので，その場に線量計が置かれたものと仮定してその測定値をXとし，これに上で得られたS'の数値をあてはめると，

$$\text{皮膚面線量}X\,(\mathrm{Gy}) = X' = 1.1A/S' \fallingdotseq A \times 0.0058$$

という等式が導かれる．すなわち当施設における肝癌TAEにおいては，手技が終了した時点で面積線量計のコントロールユニットに表示された数値に0.0058を乗じたものが患者の皮膚面線量(Gy，ただし後方散乱は考慮しない)を近似する．当院の最近の肝癌TAE 33症例における面積線量計の平均計測値は114Gy・cm^{2}であったので，平均皮膚面線量は，

$$114\,(\mathrm{Gy \cdot cm^2}) \times 0.0058 = 0.66\,(\mathrm{Gy})$$

と概算される．33例中の最小は0.19Gy，最大は1.75Gyであった．

考　察

放射線診断における患者の被曝線量は，1980年台に入ってDSA(Digital subtraction angiography)およびIVRが普及しはじめてから注目をあびるようになり，被曝線量を評価する試みもさまざまな形で行われてきた[6),8)-19)]．線量計に直接頼らず，撮像回数と条件，透視時間の累計から関心臓器の被曝線量を算出する試み[9),10)]も報告されているが，最も一般的なものは熱蛍光線量計(thermoluminescence dosimeters, TLD)を用いた直接的な測定法であり，現在に至るまで広く行われている[11)-16)]．この手法では，ファントームの内部にTLDを組み込んで実験的な基礎データを示したもの[11),12)]のほかに，検査室で患者の皮膚面にTLDを貼付して実測する手段[6),16),18),20)]もしばしば試みられ，IVRの被曝線量の大きさに焦点が当てられようになった．しかしながら，センサーを貼付する方式は，センサー部分を通過した線束の線量しか反映しないために，センサーを通過しなかった部分の線量が評価から除外される欠点を本質的に抱えている．複数のセンサーを配置してこの欠点を補う工夫[16)]もされているが，データの採取と集計がさらに複雑なものとなる．画像に与える悪影響を容認したとしても，センサーの貼付に始まる測定手技自体の煩雑さは現場の負担となり，これにデータの処理作業が加わるとすれば，診療の現場における日常的なモニターとしての目的にかなうものとはいい難い．

今回われわれが現場に導入した面積線量計は，X線装置の

コリメータ部分に装着して使用する平行平板型の電離箱であり，患者に向けて放射されたX線の総量を簡便に測定することができる．この装置自体はそれほど目新しい存在ではなく，1974年のハーグ会議で討議された後，IEC Pub. 580として刊行され，1979年には邦訳の上，わが国でも紹介されている[4]．この線量計は，通過した線束の光子が面積線量計の内部の空気に衝突して生じたイオン対の量を連続的に測定・積算してディジタル表示する．その数値は線束内の空気衝突カーマ(air collision kerma)と線束の断面積の積(dose-area product)に相当し，測定位置の影響を受けない点に特徴がある．この性質を利用して，患者の被曝線量の評価を行うことができる．

この線量計は1980年代に注目を集め，基礎実験の報告[12),21)]のほか，臨床応用の試み[13),14),16),17),19)]もいくつか報告されたが，1990年代以降は報告されることが少なくなり，特にわが国ではほとんど普及していない．取り扱いのきわめて容易なこの装置が現場に浸透しない最大の理由は，この線量計が与える数値の難解さにあると考えられる．この計測値は「光子密度×線束の断面積」の関数で与えられる二次元の数値であり，現場で日常的に用いられている被曝線量(GyやSvで表記される一次元の数値)とは次元が異なる．ゆえにそれが現実にどの程度の患者被曝を意味するのかを理解することが難しい．同一次元のわかりやすい数値を得るためには，面積線量計の計測値から面積の因子を除去して一次元の値を抽出する作業を行わなければならない．この作業には，検査中のX線線束の大きさ(照射野面積)のデータが必要となる．検査中の患者被曝線量の多くの部分が透視によることはよく知られているが，透視時には絞り操作が頻繁に－検査担当医の患者被曝への関心度が高いほど－行われるため，検査中の照射野サイズを把握することは現実的にはきわめて難しい．

Shrimptonら[12)]は，この線量計の臨床応用に先立ちTLD 500個を入れた人体ファントームを用いた基礎実験(barium enemaを想定)を行っているが，面積の問題をクリアするために照射野サイズを固定させている．同様の工夫や考え方は基礎実験[21)]ないし机上の試算[17),20)]としてならば他の報告でもみることができるが，現場で実際に透視時のコリメータを固定させた報告はなく，唯一，対象を脳に限定することで照射野サイズを一定とみなして線量計算を行ったBergeronら[18)]の報告がこれに近い．一次元の数値を抽出する方向はその後発展をみていない．

1980年代の後半からは，この線量計の数値を二次元のままで発癌リスク係数へ結びつけようとする新たな方向が示された．面積線量計が示す数値は患者へ向けて放射された光子の総量を反映するものであり，一定のパラメータが揃えば患者の受けた総エネルギー量(energy imparted)への換算が可能である[12),14),17),19),21–23)]．総エネルギー量が与えられれば，ファントームによる検査部位ごとの基礎データ[24)]を拠り所にして実効線量値Svを算出し，1990年のICRP勧告(Pub 60)[7)]に示される発癌リスク係数($5 \times 10^{-2}Sv^{-1}$)にあてはめることができる[6),20),22),25)]．しかしながらこの方法では，実効線量値Svの算出から発癌リスクへの換算までの煩雑な作業が別個に発生し，面積線量計の最大の特徴である簡便性や即時性は棄却されてしまう．また，energy imparted とeffective dose equivalent*注との関係は部位ごとに大きなばらつきがあることも指摘されており[26),27)]，発癌リスクへの換算は必ずしも容易な作業ではない．

被曝線量をモニターするという行為は，現場にフィードバックをかけることによって被曝を低減させる効果を生まなければ意味をなさない．そのためには，(1)術者が理解しやすい数字を，(2)その場で呈示する，という二つの要件がともに満たされる必要がある．放射線物理・生物の専門家ではない現場のinterventional radiologistsにとって，直感的に把握しやすい数値は“Gy”で表示される皮膚面入射線量であろう．従って，面積線量計の長所を生かしながらこの要件を満たすためには，「一次元の数値」を抽出する作業をぜひとも行わなければならない．

今回われわれが取った手段は目的を優先させるための便法である．これは，標準的な検査パターンを設定することによって検査部位ごと(今回は肝)の換算係数をあらかじめ得ておき，面積線量計に示された数値から皮膚面入射線量をその場で概算しようというものである．この方法によってのみ，面積線量計の優れた特徴を現場で活かすことができるとわれわれは考える．われわれの施設における最近の肝癌TAE 33症例の平均皮膚面線量は0.66(0.19～1.75)Gyと概算された．これはRuiz-Crucesら[6)]による腹腔動脈造影と肝動脈造影におけるDSAの皮膚面線量の合計値(0.34Gy)のほぼ倍量に相当し，これが透視を含めたIVR手技全体の線量であることを考えるとおおむね妥当な数値と思われる．

冒頭でも述べたごとく，IVRにおける患者被曝の現状は従来の放射線診療の常識をはるかに超えたものであるにもかかわらず，検査医の側にその意識は薄い．現場の医師の注意を喚起するためには，その場で検査医に具体的な数値を突き付けるという形の簡便な被曝線量モニターシステムが不可欠であろう．今回われわれが呈示したシステムは，放射線物理学的な見地からみれば著しく厳密さを欠いたものであることは否定しないが，術者の認識を促して患者被曝を低減するという現実の目的を果たす上では必要にして十分なものではないだろうか．面積線量計の取り扱いは容易であり，著者らが行ったようなごく簡単な基礎実験さえ行えばデータのおおまかな解釈がすぐに可能となる．世界でも高いレベルにあることが指摘され，なおも上昇傾向が懸念されているわが国の医療被曝[28)]を低減させる上で，この方法の有用性は確実であり，広く用いられるべきであると考える．

注*1990年のICRP勧告(Pub 60)[7)]からは“effective dose”に改められた．

ま と め

面積線量計を用いた患者被曝線量の簡便なモニター法を考案し，運用を開始した．ある部位での平均的な検査パターンを想定して照射野面積の標準値を定めておくことにより，面積線量計の計測値から皮膚面入射線量を概算する．この方法により，患者が受けたおおまかな被曝線量を検査の終了と同時に術者に示すことが可能である．当院における最近の肝癌TAE 33症例の平均入射皮膚面被曝線量は0.66(0.19～1.75)Gyと概算された．この方法は他の部位にも応用が可能であり，IVRにおける患者被曝線量の低減に有用であると信ずる．

本論文の要旨は第58回日本医学放射線学会総会(1999年，東京)において発表した．

謝辞

稿を終えるにあたり，本研究に終始ご協力をいただきました埼玉医科大学附属病院中央放射線部　石井通之氏ならびに友野茂芳氏に深謝いたします．

文　献

1) Matsui O, Kadoya M, Yoshikawa J, et al: Small hepatocellular carcinoma: treatment with subsegmental transcatheter arterial embolization. Radiology 188: 79–83, 1993
2) 江口陽一：IVRに必要なX線透視装置の性能．日放技術会誌 52：780–782，1996
3) Kuwayama N, Takaku A, Endo S, et al: Radiation exposure in endovascular surgery of the head ann neck. AJNR 15: 1801–1808, 1994
4) IEC/62C国内委員会：IEC基準・面積線量計．日放技術会誌 35：511–520，1979
5) 稲田哲雄 監修：面積線量計の使い方．放射線診療における品質管理－テストツールを用いた放射線・MR・USのQC，53–61，1997，医療科学社，東京
6) Ruiz-Cruces R, Pérez-Martínez M, Martín-Palanca A, et al: Patient dose in radiologically guided interventional procedures: conventional versus digital systems. Radiology 205: 385–393, 1997
7) International Commision on Radiation Protection (ICRP). 1990 Recommendation of the International Commission on Radiological Pretection (ICRP Publication 60). Annals of the ICRP 21: 1–201, 1990
8) 竹川鉦一，高田恒昭，平井博明，他：Digital Subtraction Angiographyにおける被曝線量．映像情報　4：342–345，1984
9) Pavlicek W, Weinstein MA, Modic MT, et al: Patient dose during digital subtraction angiography of the carotid arteries: Comparison with conventional angiography. Radiology 145: 683–685, 1982
10) Feygelman VM, Huda W, and Peters K: Effective dose equivalent to patients undergoing cerebral angiography. AJNR 13: 845-849, 1992
11) 淀野　啓，横山佳明，甲藤敬一，他：Digital Subtraction Angiography (DSA)の被曝線量について．日本医放会誌　45：525–530，1985
12) Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, et al: The measurement of energy imparted to patient during diagnostic X-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter. Phys Med Biol 29: 1199–1208, 1984
13) Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, et al: Doses of patients from routine diagnostic X-ray examinations in England. BJR 59: 749–758, 1986
14) Geterud K, Larsspon A, and Mattsson S: Radiation dose to patients and personnel during fluoroscopy at percutaneous renal stone extraction. Acta Radiol 30: 201–205, 1989
15) Berthelsen B, and Cederblad Å: Radiation doses to patients and personnel involved in embolization of intracerebral arteriovenous malformations. Acta Radiol 32: 492–497, 1991
16) Vañó E, González L, Fernández JM, et al: Patient dose values in interventional radiology. BJR 68: 1215–1220, 1995
17) Plunkett MB, Gray JE, and Kispert DB: Radiation exposure from conventional and digital subtraction angiography of cerebral vessels. AJNR 7: 665–668, 1986
18) Bergeron P, Carrier R, Roy D, et al: Radiation doses to patients in neurointerventional procedures. AJNR 15: 1809–1812, 1994
19) Steele HR, and Temperton DH: Technical note: Patient doses receiving during digital subtraction angiography. BJR 66: 452–456, 1993
20) Padovani R, Contento G, Fabretto M, et al: Patient dose and risks from diagnostic radiology in North-east Italy. BJR 60: 155–165, 1987
21) Carlson GA, Carlson CA, and Persliden J: Energy imparted to the patient in diagnostic radiology: calculation of conversion factors for determining the energy imparted from measurements of the air collision kerma integrated over beam area. Phys Med Biol 29: 1329–1341, 1984
22) Heron JC: Estimation of effective dose to the patient during medical X-ray examinations from measurements of the dose-area product. Phys Med Biol 37: 2117–2126, 1992
23) Carlson GA, and Carlson CA: Relation between effective does equivalent and mean absorbed dose (energy imparted) to patients in diagnostic radiology. Phys Med Biol 31: 911–921, 1986
24) Jones DG, and Wall BF: Organ doses from medical X-ray examinations calculated using Monte Carlo techniques. National Radiological Protection Board (NRPB) Report R186, 1985
25) Huda W, and Bissessur K: Effective dose equivalents, H_E, in diagnostic radiology. Med Phys 17: 998–1003, 1990
26) Shrimpton PC, Wall BF, Jones DG, et al: A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine X-ray examinations in English hospitals (NRPB-R200, HMSO, London), 1986
27) Huda W, McLellan J, and McLellan Yvonne: How will the new definition of "effective dose" modify estimates of dose in diagnostic radiology? J Radiol Prot 11: 241–247, 1991
28) 古賀佑彦：最近の医療被曝の現状と将来．医療放射線防護 Newsletter　No.7：4–6，1993