

Title	Digital Subtraction Angiography(DSA)の被曝線量について
Author(s)	淀野, 啓; 横山, 佳明; 甲藤, 敬一 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1985, 45(3), p. 525-530
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17236
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

Digital Subtraction Angiography (DSA) の被曝線量について

弘前大学医学部放射線医学教室

淀野 啓 横山 佳明 甲藤 敬一
鎌田紀美男 工藤 功男 篠崎 達世

（昭和59年2月3日受付）

（昭和59年10月22日最終原稿受付）

Exposure Dose of Digital Subtraction Angiography

Hiraku Yodono, Yoshiaki Yokoyama, Keiichi Katto, Kimio Kamata,
Isao Kudo and Tatsuyo Shinozaki
Department of Radiology, Hirosaki University School of Medicine

Reserch Codo No. : 203.9

Key Words : Measurement, Exposure dose, Digital subtraction
angiography

The exposure dose in digital subtraction angiography (DSA) was measured in the TLD system under the same condition as in the actual clinical practice. In cerebral and thoracic DSA, the incidence angle-related exposure dose of the skin area (called the "skin dose" hereinafter) amounted to 21.8 R and 24.9 R respectively. In abdominal and pelvic DSA, the skin dose was 36.1 R and 42.9 R respectively. The exposure dose of the gonads was 8.9 mR in male and 138 mR in female in abdominal DSA, and 241 mR in male and 7.5 R in female in pelvic DSA. The results showed evidently higher figures than those of recent reports in the literature, probably due to different radiographic condition and program. The extremely high exposure dose in DSA as compared to that in conventional angiography and cardiac catheterization may demand an extracare in considering the indication of DSA.

1. はじめに

1979年 Kruger ら¹⁾による Digital Subtraction Angiography (以下 DSA と略す)の臨床応用が報告されて以来、近年、DSA は低侵襲的血管造影法として普及しつつある。DSA は手技的に簡便であり、患者に与える苦痛も少ないため、血管系疾患や腫瘍の手軽なスクリーニング法として、今後、増々、日常診療に汎用されていくものと考えられる。しかしながら、今日まで、DSA の診断的価値の評価はなされてきたが²⁾³⁾、その被曝線量について、詳細に検討したものはないようである。われわれは、1983年4月より DSA 装置を使用して、被曝線量が決して少なくないことを感じさせられた。今回、われわれは、TLD システムと人体ファントー

ムを用いて、通常の撮影時と同じ条件で、様々な部位での皮膚被曝線量、生殖腺被曝線量などを測定したので、若干の知見を含めて報告する。

2. 材料・装置および方法

使用した装置は東芝 Digiformer X である。

X線発生装置は、東芝 KXO-2050型で、直流150 kV、2,000mA の出力を持つものである。X線管は、実効焦点0.6mm、陽極熱容量500KHU のものである。I.I. は、東芝 RT 9204C の CsI を用いたメタル I.I. で、9インチ、7インチ視野を持っている。X線 TV カメラは、MTV-23特型である。AD コンバータは、12bit、10MHZ、Digital memory は、512×512×16bit、外部記憶装置は、VDR 30 frames/sec.、Total 600frames である。線量測

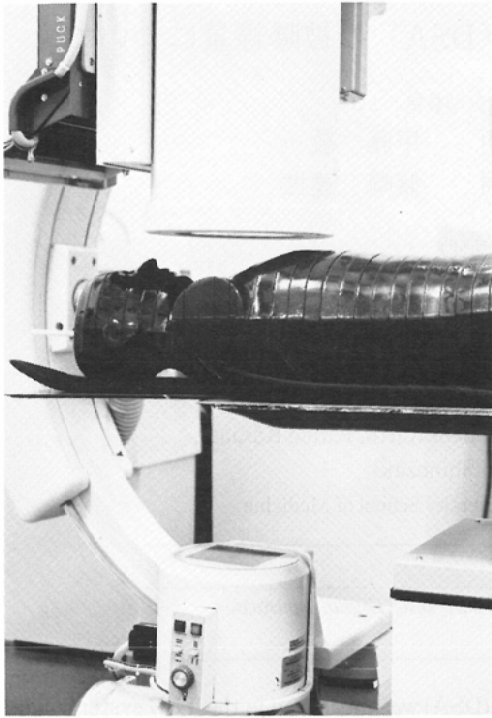


Fig. 1 Humanoid phantom. Model RT-200

定器としては、熱蛍光線量計を選び、KYO KKO-TLDを使用した。また、TLD 素子は $Mg_2 SiO_4$

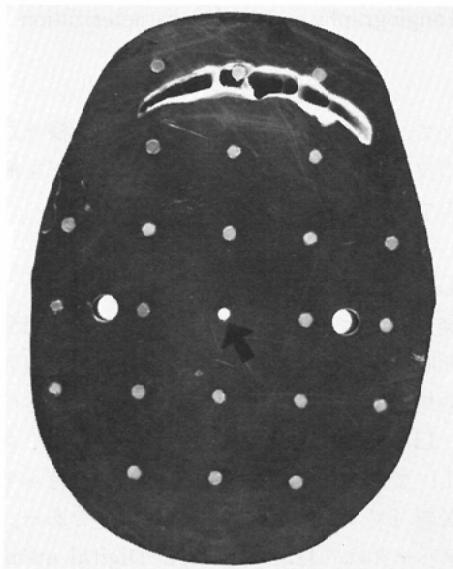
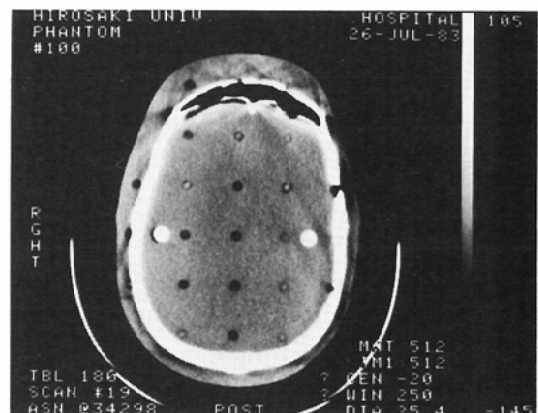


Fig. 2 A piece of slice-section of the head and its CT. TL element was inserted into the hole (block arrow).

(Tb): MSO type で40本使用された。人体ファントームは、共立医療電機のヒューマノイド・ファントームで (Fig. 1) モデル RT-200である。これは、人骨および特殊ウレタン材で構成され、厚さ 25mm のスライスセクション34枚で構成されており、身長175cm、体重75kgの男性を標準モデルとしている。全て人体と同等の原子番号および比重になるように調整されている。TLD 素子のバラツキを校正するために、コントロールとして IONEX 2,500/3, chamber 0.6ml S/N 144を用いた。この IONEX 線量測定器は、日本医学放射線学会医療用線量標準関東地区センターにて ^{60}Co で校正されたものである。また、線質特性については、メーカー表示の診断領域で用いられる X線エネルギーレベルでの補正值を用いて校正した。気圧計は、太田計器製作所の Meteorograph を用い、大気圧補正を行い、さらに温度補正をも加えた。以上の装置、材料を用いて、次のようにして、DSA の被曝線量を測定した。まず、TLD 素子間のバラツキを校正するために、素子40個と IONEX 端子に5回同時曝射し、IONEX による測定値と比較し、平均 $\pm 10\%$ 以内の誤差を示した20個を選び出した。これを用いて、ヒューマノイドの皮膚表面およびスライスセクションの中に格子状に配列してある孔の中に素子を置き、通常の撮影条件と同じにして撮影し、3回測定し平均値をもとめた。TLD による測定値は、あらかじめ IONEX を



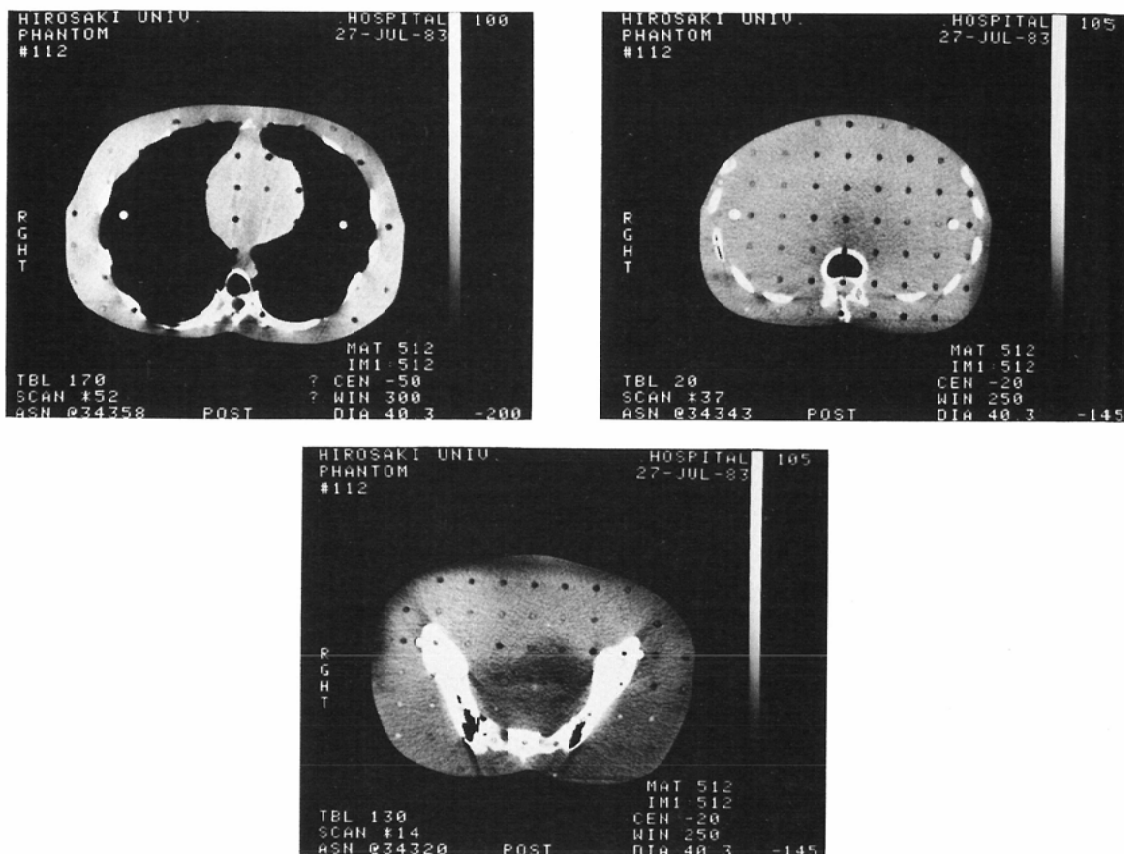


Fig. 3 The CT images of each slice-section in the thoracic, abdominal and pelvic parts.

基準にしてもとめられていた校正定数を乗じて補正された。なお、撮影条件は、透視時にテスト曝射を行うと自動的に管電圧・管電流などの至適撮影条件を決める自動露出機構によって設定された。撮影モードは、PI mode (Pulse mode), CI mode (Continuous mode) の 2 種を用いた。PI mode では、毎秒 2 枚 total 20 秒間撮影した。CI mode では、最大毎秒 30 フレーム集録の速さで連続 20 秒間撮影した。測定部は、頭部正面、胸部正面、腹部正面、骨盤部正面の 4 カ所で、それぞれのスライスセクションを CT スキャンにて構造と組成を確認した (Fig. 2, 3)。

3. 結 果

頭部正面撮影では、80kV 50mA の条件で、CI mode で入射皮膚面で 21.8R, 大脳中心部 (松果体近部) で 3.1R, 射出皮膚面で 426mR であった。なお、男女生殖腺の被曝線量は、有意な線量を認め

なかった。全盤に PI mode では、CI mode より多い値を示した (Table 1)。通常頭部撮影では、われわれは、PI mode を用いているが、被曝線量を考慮に入れば、今回の結果からは、CI mode を用いた方がよいと考えられる。胸部撮影では、CI mode で、62kV 100mA の条件下で、入射皮膚面 24.9R, 射出皮膚面 498mR, 男生殖腺は、back

Table 1 Exposure dose of cerebral DSA.

	CI mode	PI mode
Skin	5.62mC·kg ⁻¹ (21.8R)	8.67mC·kg ⁻¹ (33.6R)
Opposite Skin	109.90μC·kg ⁻¹ (426mR)	138.03μC·kg ⁻¹ (535mR)
Brain(center)	799.80μC·kg ⁻¹ (3.1R)	877.20μC·kg ⁻¹ (3.4mR)
Gonads Male	—	—
Female	—	—
	80KV 50mA	75KV 320mA 140mS

groundと同じだが、女生殖腺は、4.16mRの値を示した。PI modeでは、全般にCI modeより低い値を示している (Table 2)。なお、われわれは、通常の胸部撮影では、CI modeを用いている。腹部撮影 (腎動脈分岐部の高さを中心として) では、CI modeでは、72kV 100mAの条件下で、入射皮膚面36.1R, 射出皮膚面500mR, 腎15.2R, 肝2.1R, 男生殖腺8.9mR, 女生殖腺138mRであった。PI modeでは、全般にCI modeより低い値を示した

Table 2 Exposure dose of thoracic DSA.

	CI mode	PI mode
Skin	6.42mC \cdot kg ⁻¹ (24.9R)	3.33mC \cdot kg ⁻¹ (12.9R)
Opposite Skin	128.48 μ C \cdot kg ⁻¹ (498mR)	64.50 μ C \cdot kg ⁻¹ (250mR)
Gonads Male	—	—
Female	1.08C \cdot kg ⁻¹ (4.2mR)	—
	62KV 100mA	75KV 160mA 100mS

Table 3 Exposure dose of abdominal DSA.

	CI mode	PI mode
Skin	9.31mC \cdot kg ⁻¹ (36.1R)	5.70mC \cdot kg ⁻¹ (22.1R)
Opposite Skin	129.00 μ C \cdot kg ⁻¹ (500mR)	82.04 μ C \cdot kg ⁻¹ (318mR)
Liver	541.80 μ C \cdot kg ⁻¹ (2.1R)	309.60 μ C \cdot kg ⁻¹ (1.2R)
Kidney	3.92mC \cdot kg ⁻¹ (15.2R)	2.32mC \cdot kg ⁻¹ (9R)
Gonads Male	2.30 μ C \cdot kg ⁻¹ (8.9mR)	1.75 μ C \cdot kg ⁻¹ (6.8mR)
Female	35.60 μ C \cdot kg ⁻¹ (138mR)	24.82 μ C \cdot kg ⁻¹ (96.2mR)
	72KV 100mA	75KV 160mA 160mS

Table 4 Exposure dose of pelvic DSA.

	CI mode	PI mode
Skin	11.07mC \cdot kg ⁻¹ (42.9R)	6.04mC \cdot kg ⁻¹ (23.4R)
Opposite Skin	112.23 μ C \cdot kg ⁻¹ (435mR)	58.05 μ C \cdot kg ⁻¹ (225mR)
Gonads Male	62.17 μ C \cdot kg ⁻¹ (241mR)	33.28 μ C \cdot kg ⁻¹ (129mR)
Female	1.94mC \cdot kg ⁻¹ (7.5R)	0.88mC \cdot kg ⁻¹ (3.4R)
	76KV 100mA	75KV 160mA 200mS

(Table 3)。われわれは、通常PI modeを使用しているが、解離性動脈瘤などの場合にはCI modeも用いている。骨盤部では、CI modeで、76kV 100mAの条件下で入射皮膚面42.9R, 射出皮膚面435mR, 男生殖腺241mR, 女生殖腺7.5Rの値を示した。PI modeでは、全般にCI modeより低値を示した (Table 4)。骨盤部撮影の被曝線量は、他部位のそれと比べ、全般にかなり高い値を示し、とくに生殖腺の線量は有意に高い。われわれは、通常、PI modeを用いているが、結果的に観ると、CI modeを用いることに比べると、生殖腺線量は半減しており、遺伝線量の低減に役に立っていたことになった。以上、われわれがDSAを施行するにあたって最も代表的な部位について、日常の診療と同じ条件下で、被曝線量を測定したが、きわめて高い値を示したことに驚いた。cut-film法やシネアングリオ法と比べても決して低い値ではないことが知られた。

4. 考 案

血管造影法としては、DSAは、手技的に簡便であるし低侵襲的であるが、その被曝線量は高いものであった。1972年国連科学委員会報告によると、1件当たりの皮膚被曝線量は、頭部血管造影で1.0rad, 腹部血管造影で3.3radである。また、心臓カテーテル法では、47radである。これらと比較してみると、cut-film法よりは、明らかに高く、心臓カテーテルと同程度の値を示している。しかし、一方において、1979年R.A. Krugerら、1981年E. Buonocoreら⁴⁾, C.W. Smithら⁵⁾, A.B. Crummyら⁶⁾の報告では、DSAの被曝線量は、大体3-7Rとされている。また、1984年竹川ら⁷⁾によると、その被曝線量は、選択モードによる違いはあるが十分な線量を使って良好な画像を得ようとする、CI modeで、入射皮膚線量14.2-50.2Rであるとされ、われわれの結果と近似していた。しかし、前4者の報告と今回のわれわれの結果とは、大きな違いを示している。この違いは、各種DSA装置毎の、撮影条件および撮影プログラムの違いに起因するものと考えられる。とくに撮影時間の違いは、被曝線量の増減に大きな影響を与えるが、Krugerらの報告では、撮影時間は10秒とされていたのに

対し、今回われわれの場合は20秒を用いたために、当然の如く被曝線量は高いものであった。実際、頸部・胸部では、短時間の撮影で十分な所見を得ることができるが、頭部・腹部・骨盤・四肢においては個々人の血流速度の違いがあり、安全をとって、プログラムの最大時間撮影することが多く、また血管性疾患だけでなく腫瘍のスクリーニングに DSA を用いる場合には、腫瘍濃染を検出するため、撮影時間は長くなりがちであり、当然その被曝線量は多くなると考えられる。また、撮影モード毎にも、今回の結果から、被曝線量の違いがあると考えられる。従って、個々の施設が有する装置毎に実際使用している条件のもとで、被曝線量を測定し把握しておくことが重要であると結論づけられる。今回、われわれは、線量計として TLD を選択した。

TLD は、小型、軽量、広測定線量域、高感度の特長⁸⁾を有している。しかしその反面、TLD の特殊性として再現性、素子間のバラツキ、エネルギー依存性、線量率・線量依存性、方向依存性などがあり、測定値の精度に問題がある。今回、われわれは、素子間のバラツキを、IONEX 標準線量計をもって校正したが、使用した全ての素子の変動係数は、0.2~6.5%で、平均値は、 $2.9 \pm 1.8\%$ であった。従って、測定値の標準偏差は、3%程度と考える。都丸⁹⁾の報告では、2%程度という高い結果が示されている。エネルギー依存性については、今回用いた TLD 素子がガラス管封入エネルギー補償フィルタ付きの Mg_2SiO_4 であったことによって、かなりの改善がなされていると考える。渡部¹⁰⁾によると、今回の測定時撮影実効電圧 30 keV 付近では、コバルト 60 γ 線に対して 1.0 の相対感度を有していると報告されており、エネルギー依存性による TLD の誤差は、ほとんどないと考える。線量率・線量依存性については、中島¹¹⁾による詳細なデータが報告されており、それによると線量率依存性はないとされ、線量依存性については、平均 $\pm 5\%$ 程度の誤差であったとされている。方向依存性については、諸家^{11)~13)}の報告のごとく、X線入射方向の変化によって TLD 素子の感度が変化し、とくに $Mg_2SiO_4(Tb)$ で

顕著とされている。中島¹¹⁾によると、水平方向に関して、最大 30% 程度の感度の低下があるとされている。今回の実験では、とくに男子生殖腺線量の測定に関して、入射皮膚面に角度があるため、方向依存性によるかなりの誤差が含まれていると考える。今回、われわれが測定した値の精度を総合的に判定してみると、以上の考案より、3~5% 程度の誤差内と考える。今回、測定時の撮影条件は一定にしてあるが、これは、使用した装置に自動露出機構が取り付けられているためで、われわれが日常設定している撮影条件が至適であるかどうかについての検討はできていない。撮影線量を低減すれば、自動的に被曝線量の軽減につながる。しかしながら、画質を良くするためには、線量を多くする必要があり、DSA もその傾向にある¹⁴⁾と云える。DSA は、cut-film 法と比べ識別能が劣るため、解像力向上の目的のために線量を増加させようとする傾向があるが、不必要な線量の増加は避けるべきと考える。今後、現在設定している撮影条件が適正であるか検討したいと考えている。

5. 結 語

低侵襲性を強調された DSA は、被曝の点からすると決してそうではないことがわかる。侵襲が少ないことや簡便なあまり、われわれは、安易な DSA の施行やただらとした長時間の撮影を行うことがあるが、このようなことは厳に慎まなければならない。撮影モード毎に被曝線量の違いが認められるため、関心領域の性状によるモードの選択以外にも、被曝の点からも一考してみる必要があると考える。文献考察を行うと、DSA の被曝線量はかなりの違いがあり、それは、各種装置と使用するプログラムの違いに起因するものであると考えられる。従って、各施設毎にその被曝線量を測定しておくことが必要であると云える。

稿を終るに際し、御指導、御校閲の労を賜りました篠崎達世教授に深甚の謝意を表す。

文 献

- 1) Robert A. Kruger, et al.: Computerized fluoroscopy in real time for noninvasive visualization of the cardiovascular system. *Radiology*, 130: 49-57, January, 1979
- 2) 西村 玄, 他: Digital Angiography の現状と問

- 題点(われわれの経験を中心にして), 映像情報(M), 12: 1290-1296, 1981
- 3) 高橋脛正, 他: デジタル透視血管造影法の臨床的評価. 画像診断, 2: 660-672, 1982
 - 4) Edward Buonocore, et al.: Digital subtraction angiography of the abdominal aorta and renal arteries. Radiology, 139: 281-286, May, 1981
 - 5) Clyde W. Smith, et al.: Evaluation of digital venous angiography for the diagnosis of renovascular hypertension. Radiology, 144: 51-54, 1982
 - 6) Andrew B. Crummy, et al.: Digital video subtraction angiography for evaluation of peripheral vascular disease. Radiology, 141: 33-37, October, 1981
 - 7) 竹川鉦一, 他: Digital Subtraction Angiography における被曝線量. 映像情報(M), 4: 342-345, 1984
 - 8) 中島敏行: TLD を使いこなそう. その1. 日本放射線技師会雑誌, 358: 19-23, June, 1983
 - 9) 都丸禎三: TLD による医療用放射線測定の実際. 日医放学会第46回物理部会勉強会資料, No18, 1983
 - 10) 渡部洋一, 他: TLD ($Mg_2 SiO_4$) 個人被曝モニター, Film Badge, Pocket chamber の特性の比較について. 日本放射線技術学会雑誌, 271-277, September, 1973
 - 11) 中島敏行, 他: 個人モニターとしての各熱ルミネッセンス線量計の特性. 日本原子力学会誌, 14: 214-221, 1972
 - 12) 遠藤幸一, 他: 熱蛍光線量計に関する基礎的研究. TLD 素子(ガラスカプセル状)の方向性について. 日本放射線技術学会雑誌, 128-133, July 1976
 - 13) 田中敬正, 他: 熱ルミネッセンス線量測定について. 第1報. 基礎的研究. 日本医放会誌, 28: 26-35, 1968
 - 14) 山田龍作, 他: 腹部の Digital Radiography. デジタルラジオグラフィ—臨床応用へのパスベクター, 137-156, ライフ・サイエンス・センター, 東京, 1982