

人体ファントム線量計測に基づいた冠動脈造影と 冠動脈インターベンション術における患者の被ばく線量評価

名古屋第二赤十字病院

瀬口 繁信

I 研究の背景と目的

狭心症や心筋梗塞に代表される虚血性心疾患(冠動脈疾患)は欧米においては死因の第一位を占め、わが国でもがんについて死因の第二位を占めるに至っている¹⁾。狭心症の原因としては冠動脈の粥状動脈硬化(アテローム硬化)による器質的狭窄によるものが多く、その確定診断と治療方針の決定のためには、X線画像診断検査の一つである冠動脈造影(Coronary Angiography: CAG)が一般的に行われる。そして、その治療として近年増加の一途をたどっているのが、X線透視下で実施する血行再建療法の冠動脈インターベンション術(Percutaneous Coronary Intervention: PCI)である。このPCIは、デバイスの進歩とともに適応範囲も広がり、最近では再狭窄防止を目的とした薬剤溶出ステント(Drug Eluting Stent)^{2,3)}の出現で更なる進歩をみせている。その一方で、長時間に及ぶX線透視は放射線皮膚障害のようなX線の被ばくによる確定的影響を引き起こし⁴⁾、1994年には米国連邦政府食品医薬品局(Food and Drug Administration: FDA)から種々の事例が報告され⁵⁾、また、国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection: ICRP)のPublication 85では、インターベンションにおける皮膚障害の回避方法が述べられている⁶⁾。わが国においても、1995年に日本医学放射線学会警告⁷⁾が出され、PCI施行時において被ばく低減をはかる必要があることが指摘されている。

PCIはもとより、CAGにおいても患者が長時間にわたってX線に被ばくする可能性があるため、皮膚に確定的影響を引き起こす皮膚の吸収線量のみならず、放射線によるがん誘発などの確率的影響を支配する体内臓器の線量についても、他のX線画像診断検査に比べて非常に高くなる可能性がある。近年、生活習慣病の若年化に伴い、冠動脈疾患も決して高齢者だけの疾患では無くなり、若中年層での発症も増加している。調査を行った名古屋第二赤十字病院循環器センターの最近1年間のCAG施行において、40才以下の患者は全体の3%、50歳以下では17%を占めており、確率的影響のリスクも無視できない状況になってきている。このため、PCIやCAGにおける患者の皮膚のみならず全身の組織・臓器の吸収線量を正確に把握することが、患者の被ばく影響を総合的に評価する上で必要になる。

CAGは、心臓に栄養を送っている冠動脈をX線画像として描出するため、心臓を中心とした多方向からのX線投影像が必要とされる。そのため、心臓血管撮影装置は、X線管とImage Intensifier(I. I.)やFlat Panel Detector(FPD)などのディテクタから構成されたCアームによって、被写体を中心とした様々な角度からのX線透視とX線シネ画像を収集している。したがって、透視とシネ撮影におけるX線照射条件およびX線管と患者皮膚面間距離(Source Skin Distance: SSD)は連続的に変化する。このため、1回の検査における患者の被ばく線量を把握することは容易ではなく、欧米ではX線照射口に取り付けられた面積線量計によって測定・表示される面積線量(Dose-Area Product: DAP)をモニタリングすることによる、大雑把な被ばく管理が広く普及している⁸⁻¹¹⁾。

皮膚の確定的影響の評価については、DAPからX線入射皮膚面での吸収線量(入射皮膚線量)を推測する方法が提案¹²⁾されている。最近では患者皮膚面における空気カーマ(air kerma: AK)がリアルタイムに表示される心臓血管撮影装置も多い。しかし、放射線によるがん誘発などの確率的影響を評価するためには、ICRPによって導入された臓器線量や実効線量が必要である¹³⁾。臓器線量や実効線量の評価により、X線CT検査や上部消化管X線検査など他のX線検査による被ばく線量との比較も可

能になる。このため、欧米を中心に、人体の数学ファントムを用いたモンテカルロシミュレーションによる単位 DAP あたりの実効線量計算値に、1 回の検査における DAP の実測値を掛けることにより、実効線量を推定する方法が用いられている⁸⁻¹¹⁾。

本研究では、人体等価ファントムに小型のフォトダイオード線量計を埋め込んだ臓器線量計測システム^{14, 15)}を使用して、現在広く使用されている 2 種類の心臓血管撮影装置で、平均的な CAG と PCI の手順における人体各部の被ばく線量を実測し、CAG と PCI における患者の入射皮膚線量、臓器線量、並びに実効線量を評価した。同時に、DAP で被ばく管理を行うことが可能かどうかを調べるため、DAP を測定することで、DAP と実効線量の関係についても調査した。PCI における入射皮膚線量の評価はリアルタイムに行う必要がある。このため DAP から推定した入射皮膚線量および心臓血管撮影装置上に表示された AK の精度を評価するために、フォトダイオード線量計による実測値と比較した。

II 実験装置と方法

1. X線撮影装置

使用した X 線撮影装置は、被ばく線量測定を行った名古屋第二赤十字病院循環器センターの FPD system INNOVA 2000 (装置 A) と I. I. system Advantx LCLP (装置 B) で、ともに GE Medical systems の心臓血管撮影装置である。X 線管電圧とともに X 線のエネルギースペクトルを決定する X 線管固有濾過と可動絞りによる総濾過は、A、B の装置ともに 2.85 mm アルミニウム当量であり、さらに装置 B では銅 0.1 mm とアルミニウム 2 mm の付加フィルタが、装置 A では銅 0.05 mm とアルミニウム 1 mm の付加フィルタと、被写体厚に応じて 0.1~0.2 mm の銅のビームフィルタが挿入される構造となっている。両装置とも透視は 1 秒間 30 パルスのパルス透視、シネ撮影は 1 秒間 15 フレームの画像収集であった。DAP の測定については、装置 A では DAP および IVR 基準点での AK がリアルタイムで表示される装置独自の線量表示システムを使用し、装置 B では可動絞り前面に装着された面積線量計 DIAMENTOR M-4 (PTW Freiburg) で行った。

2. 臓器線量計測システム

臓器線量計測に使用したシステムは、人体等価ファントム (京都科学、THRA1) に組み込まれたフォトダイオード線量計で構成された検出部、信号を処理する電子回路、AD コンバータ、パーソナルコンピュータ (PC) から構成されている^{14, 15)}。

Fig. 1(a) に示した人体等価ファントムは日本人成人男性の平均的な体格をモデルとし、軟部組織、肺、骨にはそれぞれの組織等価物質が使用されている。ファントムは体幹部 (頭部、四肢はない) のみで、体軸方向に 50 mm 幅で 15 個にスライスされており、それぞれのスライスには、Fig. 2 のように、種々の組織・臓器の重心位置に直径 11 mm の穴が開けられ、線量計が挿入されている。また、1 回の測定で女性の臓器線量も測定できるように、MixDp で作られた乳房が取り付けられている。

フォトダイオード線量計の素子には市販のシリコン PIN フォトダイオード (浜松ホトニクス、S2506-04) を使用し、X 線に対する感度の方向依存性を改善するために 2 個を裏面どうし接着して、これらを並列接続

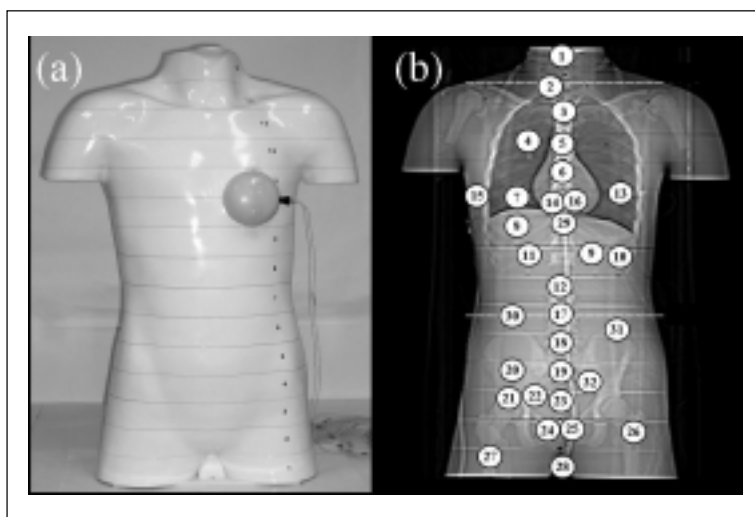


Fig. 1 (a) Dosimeter-implanted anthropomorphic phantom, and (b) a roentgenogram of the phantom.

することで1個の線量計を構成した¹⁶⁾。線量計には遮光と電磁シールドをかねてアルミニウム箔を被せた。このフォトダイオード線量計に種々の実効エネルギーのX線を照射した時得られる出力電圧は、国家標準に対してトレーサビリティを有する電離箱線量計 (Radcal 1015) の照射線量で校正し、各実効エネルギーにおける質量エネルギー吸収係数を掛け合わせることで、吸収線量へ変換した。

フォトダイオード線量計は、臓器線量の測定を目的として、Fig. 1(b)に示すようなX線写真および人体解剖学教科書から推測したファントム内部の組織・臓器位置に32個配置した。また、皮膚線量の測定を目的として、ファントムの照射野中心における入射点と射出点の2ヶ所に別途フォトダイオード線量計を配置した。これら34個の線量計をFig. 1(b)の位置に配置して、各組織・臓器の線量測定を行った。これらの測定組織・臓器はICRP Publication 60¹³⁾の実効線量の計算に必要な部位に基づき決定されている。Table 1にはFig. 1(b)の線量計番号に対応する組織・臓器と、それぞれの組織加重係数wTを示す。

32個の線量計からの出力信号は、増幅器、ADコンバータを経由してPCに取り込まれ、生体軟組織吸収線量に変換された後、次節で詳述する臓器線量・実効線量算出プログラムに従って計算、表示された。

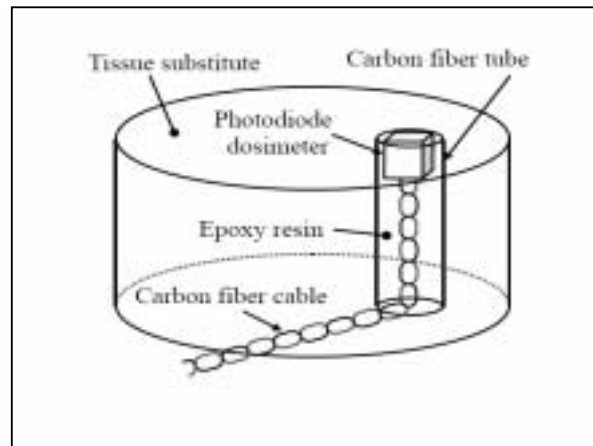


Fig. 2 A piece of sliced phantom with an embedded photodiode dosimeter .

Table 1 The locations of 34 photodiode dosimeters in the anthropomorphic phantom, where the numbers of the dosimeters correspond to those in Fig.1(b). Organ doses of 13 tissues and organs were assessed to estimate the effective dose using the tissue weighting factor wT.

Organ	Tissue weighting factor w_T	The position and the number of photodiode dosimeter
22) Gonads (28)	0.20	Ovary, Testis
1) Red bone marrow (6)	0.12	Cervical vertebrae, Breastbone, Collarbone, Thoracic vertebrae, Scapula, Rib, Lumbar vertebrae, Sacrum, Hip bone, Hip bone, Femur
12) Colon (31)	0.12	Transverse colon, Rectum, Ascending colon, Descending colon, Sigmoid colon
4) Liver (7)	0.12	,
9) Stomach	0.12	,
25) Bladder	0.05	,
13) Breast	0.05	,
8) Liver (11)	0.05	,
5) Esophagus (29)	0.05	,
2) Thyroid	0.05	,
33) Skin (34)	0.01	*) *)
3) Bone (15), face (16)	0.01	Br (14) bone, Thoracic vertebrae, Scapula, Rib, Rib, Lumbar vertebrae, Sacrum, Hip bone, Hip bone, Femur
11) Remainder organ (10)	0.05	Adrenal gland, Kidney, Small intestine, Pancreas, Spleen, Thymus, Uterus

3. 臓器線量の評価

肺・肝臓のような大きな臓器では、等重量で2分割し、各重心位置に設置した線量計の表示値の平均値を臓器線量とした。結腸の臓器線量 D_{colon} は、ICRP Publication 67¹⁷⁾ に従って以下の公式から計算した。

$$D_{colon} = 0.57D_{ULI} + 0.43D_{LLI} \quad (1)$$

D_{ULI} と D_{LLI} は、それぞれ上部大腸壁と下部大腸壁の吸収線量である。 D_{ULI} は上行結腸と横行結腸の平均線量であり、 D_{LLI} は下行結腸とS状結腸、直腸の平均線量である¹⁸⁾。

骨髄線量 $D_{bone\ marrow}$ の計算については次式を使用した。

$$D_{bone\ marrow} = \sum D_{abs} \cdot Ar \quad (2)$$

ここで、 D_{abs} は、各々の骨中の測定点における生体軟組織吸収線量である。 Ar は Table 2 に示す active bone marrow の重量比であり、個々の active bone marrow の寄与割合は、ICRP Publ. 70¹⁹⁾ から引用した。ただし、本研究で使用したファントムは胴体部分だけなので、四肢や頭蓋骨は骨髄線量の計算には含まれていないが、本研究のように、体幹部のみに X 線が照射される場合には、四肢や頭蓋骨の線量は非常に小さく無視できる。

Table 2 Weight fractions of active bone marrow and mineralized tissue contributed from various bones in the human body. Each value is the mean weight fraction of active bone marrow at 25 years old, and of mineralized tissue of a Japanese adult male.

Bone	Weight fraction	
	Active bone marrow	Mineralized tissue
Scapula	0.029	0.031
Collarbone	0.008	0.012
Sternum	0.030	0.005
Ribs	0.152	0.073
Cervical vertebrae	0.037	—
Thoracic vertebrae	0.153	0.056
Lumber vertebrae	0.117	0.035
Sacrum	0.094	0.020
Hip bone	0.195	0.008
Femur	0.074	0.186

骨表面線量は、骨格を形成する骨の内側にある海綿骨の表面の骨内膜細胞や上皮細胞の吸収線量で、ICRP は骨表面から $10\mu m$ の範囲の、それらの組織の平均吸収線量として評価することを推奨している²⁰⁾。骨表面の吸収線量は X 線の骨表面への入射方向によって異なる²¹⁾ が、海綿骨表面は X 線に対してさまざまな方向を有しているため、X 線は骨表面に対してあらゆる方向から均等に入射すると考えてよい。このとき、骨表面での平均吸収線量は骨組織と生体軟組織の吸収線量の平均値となる。骨表面から $10\mu m$ の範囲内における生体軟組織の平均吸収線量は評価できないので、骨表面線量を骨表面での平均吸収線量で評価すると、骨表面線量 $D_{bone\ surface}$ は、赤色骨髄の場合と同一測定点の吸収線量 D_{abs} を使用して次式で表すことができる。

$$D_{bone\ surface} = \{ \sum D_{abs} \cdot Mr \} \times \{ (\mu_{en}/\rho)_{bone, cortical} / (\mu_{en}/\rho)_{tissue, soft} + 1 \} / 2 \quad (3)$$

Mr は Table 2 に示した mineralized tissue の重量比で、骨表面積が骨重量に比例していることを

仮定している。また、 $(\mu_{en}/\rho)_{bone, cortical}$ と $(\mu_{en}/\rho)_{tissue, soft}$ は、それぞれ骨組織と生体軟組織の X 線に対する質量エネルギー吸収係数²²⁾である。

乳房線量 D_{breast} は次式で評価した。

$$D_{breast} = D_{abs} \times \{ (\mu_{en}/\rho)_{breast} / (\mu_{en}/\rho)_{tissue, soft} \} \quad (4)$$

$(\mu_{en}/\rho)_{breast}$ は、乳房における質量エネルギー吸収係数²⁰⁾である。

皮膚線量の場合、照射野内の X 線入射側と射出側の 2 箇所 で線量を測定して平均し、さらに入射側と射出側の照射野面積のファントム総表面積に対する比をこの平均値に掛けて、皮膚面全体での平均線量として算出した。使用したファントムが頭と腕、足があると仮定した時のファントム総表面積を計算した結果 1.60m^2 となった。

4. 実効線量の評価

実効線量 E は、式 (1) から (4) で計算された各組織・臓器の臓器線量に、X 線に対する放射線荷重係数 w_T を掛けた等価線量 HT と、ICRP Publ. 60¹³⁾ で推奨されている臓器 T に対する組織荷重係数 w_T から、次式で評価される。

$$E = \sum w_T \cdot H_T \quad (5)$$

w_T は、放射線照射における全損害に対する臓器 T の相対的な寄与分を示している。ICRP Publ. 67¹⁷⁾ では 13 の臓器について組織荷重係数が与えられている。その中で、「残りの臓器」とは、副腎、脳、小腸、腎臓、筋肉、膵臓、脾臓、胸腺、子宮の 9 臓器に細分化されている。使用したファントムは頭部がないため脳線量を測定することができない。頭部検査を除いて、脳線量は他の臓器線量に比べ非常に小さくなると予想されるが、本研究では頭部に直接 X 線が当たらない条件のため、脳線量をゼロとした。また、残りの臓器からは筋肉を省いた。子宮線量は女性の実効線量のみを含み、男性には含めなかった。生殖腺線量については、男性には精巣線量を、女性には卵巣線量をそれぞれ実効線量計算に用いた。

5. 被ばく線量測定

人体ファントムを使用した臓器線量計測システムに対して、CAG で主に使用する代表的な C アーム角度 8 種類で透視とシネ撮影を行った。Fig. 3 に被ばく線量測定の様子を示す。この時の C アーム角度は、右前斜位の Right Anterior Oblique (RAO) 30°、そしてさらに頭尾方向を加えた RAO 30° cranio-caudal view (cra) 30°、尾頭方向を加えた RAO 30° caud-cranial view (cau) 20°、左前斜位を基調とした Left Anterior Oblique (LAO) 50°、LAO 50° cra30°、LAO 50° cau20°、後前方向を基調とした Posterior-Anterior (PA) cra30°、PA cau30° の 8 種類であった。

透視とシネ撮影における X 線照射条件は、X 線管電圧と管電流が自動制御されるシステムである Auto Exposure Control (AEC) で行った。その際、フォトダイオード線量計の感度の X 線実効エネルギー依存性を補償するために、X 線管電圧と実効エネルギーの関係を事前に求めてお

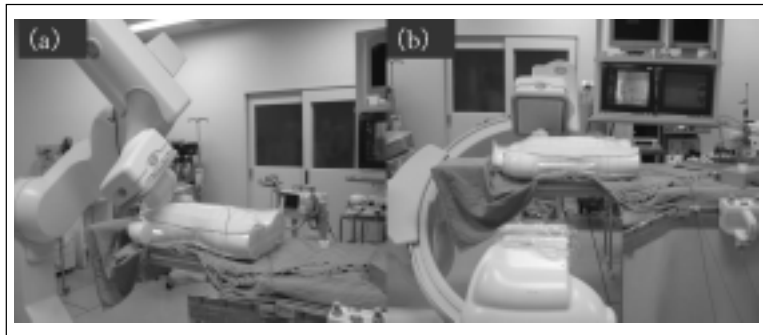


Fig. 3 CAG and PCI projections : (a) Right anterior oblique (RAO) 30° cranio-caudal view(cra)30° , and (b) Left anterior oblique (LAO) 50° .

き、管電圧ごとに異なる線量計感度を用いて線量を算出した。実験で使用した視野サイズ (Field of View : FOV) は、装置 A が 14×14cm の正方形、装置 B が直径 12.5cm の円形であった。

フォトダイオード線量計の読み値については、透視では 10 秒間の積算、シネ撮影では 4 秒間の積算によって線量測定を行い、それを臨床における平均的な CAG と PCI 手順の各 C アーム角度における透視時間とシネ撮影フレーム数に換算することで被ばく線量を評価した。名古屋第二赤十字病院は 1 年間に CAG を約 2000 例、PCI を約 750 例行う地域医療支援病院である。平均透視時間やシネ撮影フレーム数等は 2005 年 1 月～12 月までの 1 年間に行われた CAG 150 例、PCI 100 例を無作為に抽出して求めた。

臓器線量計測システムから得られた臓器線量と皮膚線量とは別に、装置 A では装置内臓線量表示システムの AK から、装置 B では面積線量計から DAP を求めた。

6. 平均的な CAG 手順

CAG における透視時間の分布を Fig. 4(a) に示す。Fig. 4(a) から、CAG の透視時間は 2.2 分から 22 分の範囲で、平均 7.0 分であった。CAG の透視とシネ撮影の C アーム角度はルーチン化された手順で使用されている角度であり、透視時被ばく線量は Fig. 4(b) に示した透視における各 C アーム角度の使用頻度分布に従って計算した。

次にシネ撮影で使用される C アーム角度とシネ撮影 1 回当たりのフレーム数は、右冠動脈造影が LAO、PA cra、RAO の 3 方向、左冠動脈造影が LAO、LAO cra、RAO cra、RAO cau、PA cau の 5 方向で、各々 123 フレーム、左室造影が RAO、LAO の 2 方向で、各々 135 フレームであった。このフレーム数を 1 秒間に 15 フレームのシネ撮影時間に換算すると、左右冠動脈造影が 8.2 秒、左室造影が 9 秒であった。シネ撮影時被ばく線量はこれに従って計算を行った。

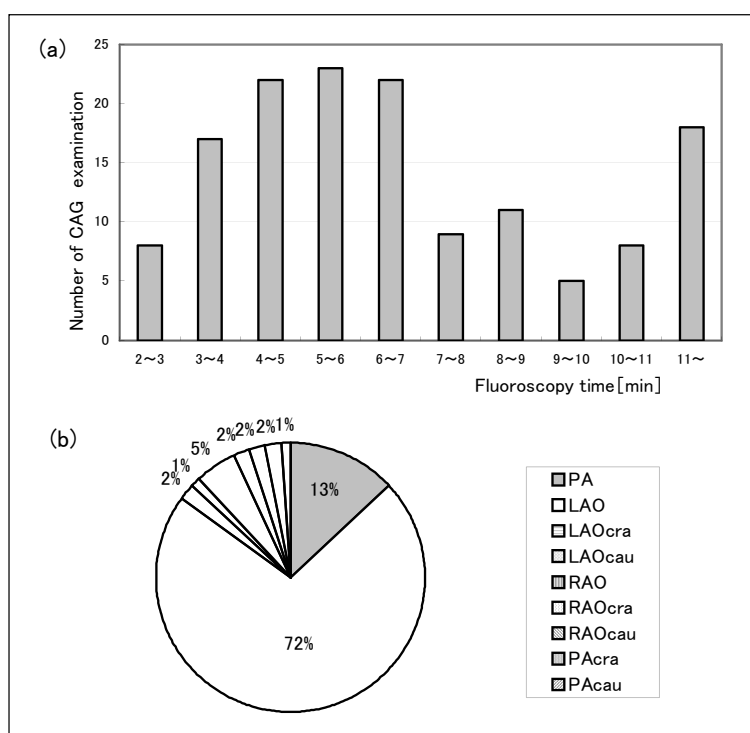


Fig. 4 (a) Number distribution of the fluoroscopy time for CAG , where the total number is 150. (b) Frequency distribution of fluoroscopy projections used in a typical CAG procedure . RAO: Right anterior oblique, LAO: Left anterior oblique, PA: Posterior-anterior, cra: cranio-caudal view, cau: caud-cranial view.

7. 平均的な PCI 手順

PCI は CAG のようにルーチン化した手順で行われることはなく、対象となる狭窄部位によって使用する C アーム角度が限定される。Fig. 5 (a) は、名古屋第二赤十字病院循環器センターにおいて行われた PCI の対象となる冠動脈狭窄部位の割合を示している。これより右冠状動脈 (Right Coronary Artery : RCA) と左冠状動脈 (Left Coronary Artery : LCA) の左前下後枝 (Left Anterior Descending Artery : LAD) における病変が 80% 以上を占めていることがわかる。RCA と LCA に対する代表的な病変部はアメリカ心臓病協会 (American Heart Association : AHA) 分類 23) の segment 1~2 と segment 6~7 を想定して、RCA 病変に対する PCI を PCI-R、同様に LCA 病変に対しては PCI-L と表記することにする。

PCI では通常、術前の冠動脈造影として 1~9 方向 (平均 5 方向)、その後ガイドワイヤーや各種デ

バイスの位置確認などの短いシネ撮影が行われ、途中及び最後に確認の冠動脈造影が行われる。そして術前の冠動脈造影を除き、透視とシネ撮影における C アーム角度は 1~2 方向に限定され、その C アーム角度は、PCI-R では LAO、PCI-L では RAOcra である²⁴⁾。Fig.5 (b) に示した PCI における透視時間の分布から、透視時間は 4.2 分から 74 分の範囲で、平均 28 分であった。シネ撮影回数は 11 回から 68 回の範囲で、平均 33 回、各シネ撮影におけるフレーム数は 5 フレームから 163 フレームの範囲で、平均 77 フレームであった。これらの透視時間とシネ撮影回数およびフレーム数を、PCI-R では LAO、PCI-L では RAOcra の測定した単位透視時間、シネ撮影フレーム数の被ばく線量に掛け合わせて計算した。ただし、術前の冠動脈造影として、平均透視時間 4 分は平均的 CAG 手順における各 C アーム角度の使用頻度分布に従って計算し、右冠動脈造影の 2 方向 (LAO、RAO) と左冠動脈造影の 3 方向 (LAO cra、RAO cra、RAO cau) は PCI 手順の平均 77 フレームとして計算した。

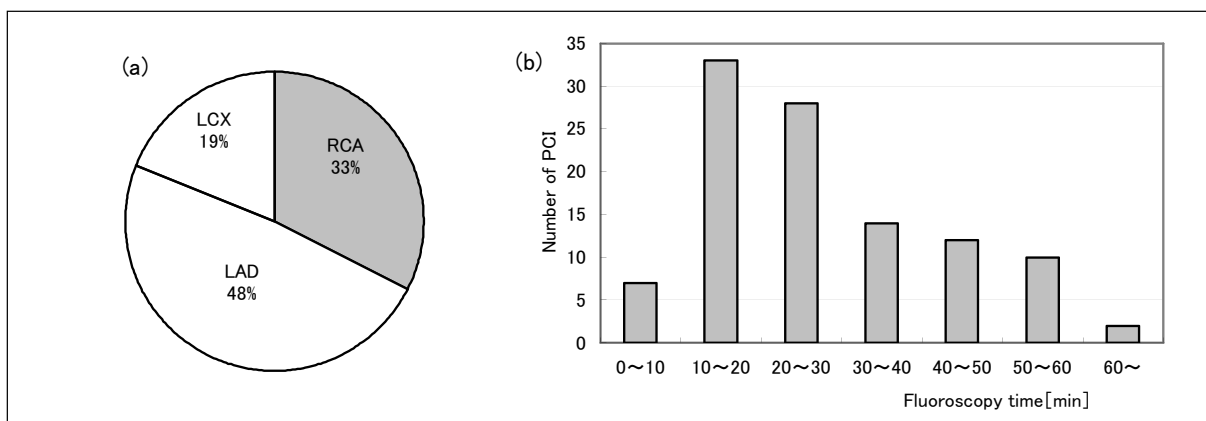


Fig.5 (a) Distribution of coronary diseased to become an adaptation of PCI . LCA: Left coronary artery, RCA: Right coronary artery, LAD: Left anterior descending artery. (b) Number distribution of fluoroscopy time for PCI .

8. X線撮影装置の線量特性の測定

X線撮影装置の基本的な線量特性を評価するために、装置 A と装置 B において、PMMA 板状ファントム (厚さ 20 cm および 25 cm) を使用した時のファントム表面線量とディテクタ (I. I.) 入射線量を透視・シネ撮影別に測定した。このときの透視とシネ撮影の X 線照射条件は、人体ファントムでの線量測定と同様に AEC による自動露出で行った。測定には電離箱線量計 Model 9015 Radcal、容量 6 cm³ の指頭型電離箱 10X5-6 を使用した。Fig.6 (a) に示すように、ファントム表面線量測定における電離箱の位置は PMMA の X 線管側表面にあって、Interventional Reference Point²⁵⁾ (IVR 基準点: C アームの回

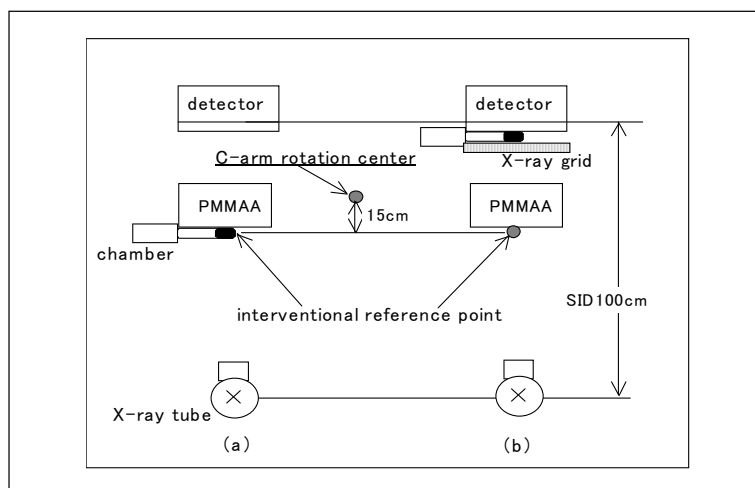


Fig.6 (a) Geometrical set-up for dose measurement at the entrance surface of a PMMA phantom at the interventional reference point, and (b) at the surface of the image intensifier.

転中心から X 線管球側に 15 cm 移動した点) とした。ディテクタ入射線量測定における電離箱の位置

は、Fig. 6 (b) に示すようにディテクタの表面とし、X線管焦点とディテクタの距離を 100 cm とした。

9. DAP および線量表示システムによる AK からの入射皮膚線量への推定

DAP および表示 AK から入射皮膚線量への変換係数を決定するために、II-8 のファントム表面線量の測定と同様に 20cm の PMMA ファントム表面における散乱線を含んだ空気カーマを測定した。それと同時に装置 A では表示 AK、装置 B では DAP を読み取り、電離箱線量計で測定した AK を基準とした時の装置 A では表示 AK (表示 AK/電離箱による AK)、装置 B では DAP (DAP/電離箱による AK) を変換係数 (Conversion factor : CF) とした。そして II-5 の被ばく線量測定で得られた表示 AK と DAP から CF を使用して入射皮膚線量を推定した¹²⁾。このとき、CF 測定時と C アーム角度が変化する検査時で SSD が異なるため、AK や DAP に CF を乗じた後、各 C アーム角度による角度補正係数を乗じて補正を行った。

III 実験結果および考察

1. 入射皮膚線量

Table 3 に、実験から得られた各 C アーム角度における臓器線量、実効線量、入射皮膚線量、DAP を装置別及び透視、シネ撮影別に示す。Table 3 を基に、平均的 CAG および PCI 手順に従って計算した CAG と PCI の平均的な臓器線量、実効線量、入射皮膚線量、DAP を Table 4 に示す。Table 4 によれば、すべての C アーム角度における入射皮膚線量を合計した総入射皮膚線量は、CAG で約 0.4 Gy、PCI-L で 0.9 Gy 前後、PCI-R で 1.4~1.5 Gy となることがわかる。

Table 3 Entrance skin dose, organ dose, effective dose and dose-area product (DAP) evaluated for image intensifier (A) and flat-panel detector (B) x-ray images, at a constant time of 1 min for fluoroscopy and 123 frames (8.2 sec) in cine angiography, for every projection of routine CAG and PCI procedures used at Nagoya

		A															
		RAO		RAO cra		RAO cau		LAO		LAO cra		LAO cau		PAcra		PAcau	
ORGAN		Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.
Thyroid gland	[mGy]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.02	0.00	0.12	0.24	0.00	0.54	0.13	0.00	0.00	0.12	0.05
Lung	[mGy]	0.24	0.14	0.24	0.16	0.30	0.17	5.52	3.84	7.08	3.81	6.42	3.08	0.66	0.43	1.26	0.91
Breast	[mGy]	0.12	0.07	0.12	0.05	0.18	0.11	0.36	0.20	0.48	0.07	0.42	0.13	0.18	0.00	0.36	0.21
Esophagus	[mGy]	0.42	0.27	0.84	0.57	0.84	0.56	1.26	0.71	3.18	1.46	1.74	0.72	1.74	1.30	1.14	0.73
Stomach	[mGy]	0.18	0.09	0.30	0.18	0.24	0.13	0.24	0.12	0.60	0.19	0.36	0.13	0.42	0.19	0.30	1.62
Liver	[mGy]	0.18	0.09	0.30	0.14	0.24	0.11	1.98	1.21	10.08	5.23	0.84	0.33	0.84	0.48	0.48	0.26
kidney	[mGy]	0.18	0.07	0.24	0.14	0.18	0.09	0.72	0.39	6.36	3.21	0.48	0.18	0.78	0.43	0.30	0.14
Colon	[mGy]	0.12	0.02	0.12	0.05	0.12	0.05	0.12	0.06	0.54	0.20	0.12	0.05	0.12	0.04	0.12	0.05
Bladder	[mGy]	0.06	0.02	0.06	0.02	0.06	0.02	0.06	0.03	0.06	0.02	0.06	0.02	0.06	0.02	0.06	0.02
Bone marrow	[mGy]	0.48	0.34	0.18	0.14	0.96	0.72	1.08	0.79	0.66	0.27	1.14	0.50	0.24	0.14	2.28	1.80
Bone surface	[mGy]	0.60	0.41	0.36	0.23	1.02	0.76	1.56	1.18	1.08	0.49	1.32	0.57	0.66	0.42	2.34	1.99
Gonad (M)	[mGy]	0.06	0.00	0.06	0.00	0.06	0.00	0.06	0.00	0.12	0.02	0.06	0.00	0.06	0.00	0.06	0.00
Gonad (F)	[mGy]	0.00	0.02	0.00	0.02	0.00	0.02	0.00	0.03	0.00	0.02	0.00	0.02	0.00	0.02	0.00	0.02
Other organ (M)	[mGy]	0.12	0.05	0.60	0.59	0.12	0.07	0.30	0.16	2.10	0.99	0.36	0.10	0.36	0.19	0.18	0.09
Other organ (F)	[mGy]	0.12	0.09	0.60	0.14	0.12	0.18	0.24	0.77	1.86	0.93	0.30	0.52	0.36	0.19	0.18	0.45
Skin	[mGy]	0.00	0.05	0.06	0.50	0.06	0.07	0.06	0.16	0.12	0.87	0.12	0.10	0.06	0.17	0.06	0.07
Entrance skin	[mGy]	7.86	8.42	14.10	20.44	14.40	14.02	31.50	30.07	52.16	39.07	54.42	36.28	20.46	24.44	22.74	27.77
DAP	Gy·cm ²	64.00	80.09	111.00	196.58	103.00	115.20	236.00	267.83	419.00	332.46	388.00	295.67	161.00	240.96	164.00	244.79
Effective dose (M)	[mSv]	0.18	0.02	0.24	0.06	0.30	0.03	1.08	0.06	1.92	0.10	1.20	0.08	0.36	0.09	0.60	0.09
Effective dose (F)	[mSv]	0.18	0.09	0.18	0.46	0.30	0.11	1.02	0.29	1.86	1.09	1.20	0.15	0.36	0.19	0.60	0.12

B

ORGAN		RAO		RAO cra		RAO cau		LAO		LAO cra		LAO cau		PAcra		PAcau	
		Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.	Fluo.	Cine.
Thyroid gland	[mGy]	0.06	0.03	0.06	0.02	0.06	0.05	0.06	0.17	0.24	0.05	0.30	0.14	0.06	0.03	0.30	0.05
Lung	[mGy]	0.30	0.12	0.36	0.13	0.36	0.16	5.58	3.32	6.30	4.92	5.10	3.48	0.84	0.38	1.26	0.55
Breast	[mGy]	0.30	0.15	0.36	0.07	0.30	0.11	0.54	0.27	0.48	0.19	0.48	0.17	0.24	0.09	0.48	0.16
Esophagus	[mGy]	0.54	0.23	1.08	0.42	0.78	0.32	1.14	0.59	2.46	1.78	1.32	0.79	2.04	1.08	1.14	0.46
Stomach	[mGy]	0.24	0.09	0.42	0.16	0.30	0.11	0.30	0.17	0.48	0.19	0.30	0.09	0.42	0.18	0.42	0.14
Liver	[mGy]	0.30	0.09	0.42	0.13	0.30	0.11	1.68	0.90	8.58	6.81	0.66	0.31	1.02	0.44	0.60	0.22
kidney	[mGy]	0.24	0.06	0.36	0.11	0.24	0.08	0.72	0.37	4.74	3.55	0.42	0.17	0.90	0.38	0.36	0.14
Colon	[mGy]	0.12	0.03	0.18	0.05	0.12	0.05	0.12	0.06	0.42	0.28	0.18	0.05	0.18	0.08	0.12	0.03
Bladder	[mGy]	0.06	0.03	0.06	0.03	0.12	0.03	0.06	0.03	0.06	0.03	0.06	0.03	0.06	0.02	0.06	0.02
Bone marrow	[mGy]	0.36	0.16	0.24	0.10	1.20	0.42	0.48	0.27	0.48	0.26	1.68	1.23	0.36	0.13	3.24	0.15
Bone surface	[mGy]	0.54	0.23	0.48	0.17	1.38	0.50	1.02	0.53	0.78	0.49	1.74	1.33	0.78	0.34	3.30	1.59
Gonad(M)	[mGy]	0.06	0.00	0.12	0.00	0.06	0.00	0.06	0.00	0.12	0.06	0.12	0.00	0.06	0.02	0.06	0.00
Gonad(F)	[mGy]	0.00	0.03	0.00	0.03	0.00	0.03	0.00	0.03	0.06	0.06	0.06	0.03	0.00	0.05	0.00	0.02
Other organ(M)	[mGy]	0.18	0.06	0.42	0.17	0.18	0.08	0.30	0.15	1.56	0.98	0.24	0.13	0.42	0.16	0.24	0.08
Other organ(F)	[mGy]	0.12	0.10	0.36	0.10	0.18	0.13	0.30	0.50	1.38	0.98	0.24	0.72	0.36	0.19	0.24	0.33
Skin	[mGy]	0.00	0.06	0.06	0.14	0.06	0.05	0.06	0.12	0.06	0.86	0.06	0.10	0.06	0.16	0.06	0.08
Entrance skin	[mGy]	15.72	6.93	23.16	11.14	27.06	12.70	34.38	22.94	51.74	63.49	51.66	51.33	24.90	15.42	27.54	17.19
DAP	[Gy·cm ²]	102.80	48.09	149.00	78.71	147.90	74.20	172.40	129.46	226.70	270.36	211.30	236.71	154.30	107.02	150.90	102.27
Effective dose(M)	[mSv]	0.24	0.01	0.30	0.02	0.36	0.02	1.02	0.04	1.62	0.12	1.08	0.07	0.42	0.04	0.78	0.04
Effective dose(F)	[mSv]	0.18	0.09	0.30	0.17	0.36	0.11	0.96	0.25	1.62	1.11	1.02	0.18	0.42	0.19	0.78	0.10

Table 4 Total entrance skin dose, organ dose, effective dose and DAP recorded for each of six procedures of CAG and PCI.
PCI-R: PCI for right coronary artery lesion, PCI-L: PCI for left coronary artery lesion.

ORGAN		CAG(A)			CAG(B)			PCI-R(A)			PCI-R(B)			PCI-L(A)			PCI-L(B)		
		Fluo.	Cine.	Total	Fluo.	Cine.	Total	Fluo.	Cine.	Total	Fluo.	Cine.	Total	Fluo.	Cine.	Total	Fluo.	Cine.	Total
Thyroid gland	[mGy]	0.06	0.45	0.51	0.52	0.79	1.31	0.03	2.25	2.28	1.74	3.11	4.85	0.03	0.09	0.12	1.74	0.59	2.33
Lung	[mGy]	29.79	17.65	47.44	29.62	16.70	46.32	149.50	72.35	221.85	150.85	63.69	214.54	22.78	7.88	30.66	25.57	7.77	33.34
Breast	[mGy]	2.44	1.19	3.63	3.53	1.76	5.29	10.03	3.76	13.79	14.98	5.15	20.13	4.27	1.11	5.38	10.66	1.67	12.33
Esophagus	[mGy]	8.07	7.40	15.47	7.35	6.37	13.72	34.85	14.70	49.55	31.56	12.48	44.04	24.77	12.31	37.09	30.12	9.42	39.54
Stomach	[mGy]	1.74	2.89	4.63	2.07	1.47	3.54	6.75	2.61	9.36	8.38	3.36	11.74	8.19	3.65	11.84	11.26	3.19	14.45
Liver	[mGy]	12.06	10.14	22.20	10.09	10.69	20.77	54.41	25.37	79.78	46.08	20.77	66.85	14.09	6.64	20.73	15.84	7.39	23.23
kidney	[mGy]	4.89	5.36	10.25	4.64	5.52	10.16	20.07	9.34	29.41	19.93	9.02	28.95	8.55	4.83	13.39	11.29	4.57	15.86
Colon	[mGy]	0.89	0.60	1.49	0.89	0.73	1.63	3.39	1.23	4.62	3.39	1.30	4.69	3.39	1.04	4.43	4.83	1.20	6.03
Bladder	[mGy]	0.42	0.26	0.68	0.49	0.29	0.78	1.68	0.62	2.30	1.72	0.56	2.28	1.68	0.48	2.16	1.72	0.57	2.29
Bone marrow	[mGy]	6.80	6.22	13.02	3.45	2.24	5.69	29.80	15.30	45.11	13.49	5.44	18.93	8.20	3.83	12.03	7.73	2.49	10.22
Bone surface	[mGy]	9.83	8.37	18.21	6.62	5.23	11.85	43.06	22.52	65.57	28.26	10.56	38.82	14.26	5.94	20.20	15.30	4.22	19.53
Gonad(M)	[mGy]	0.43	0.26	0.68	0.44	0.34	0.78	1.68	0.02	1.70	1.69	0.04	1.73	1.68	0.02	1.70	3.13	0.04	3.17
Gonad(F)	[mGy]	0.00	0.02	0.02	0.01	0.09	0.10	0.00	0.62	0.62	0.01	0.58	0.59	0.00	0.48	0.48	0.01	0.59	0.60
Other organ(M)	[mGy]	2.14	2.52	4.65	2.08	2.08	4.16	8.42	3.91	12.33	8.39	3.60	11.99	15.62	11.54	27.16	11.27	3.81	15.08
Other organ(F)	[mGy]	1.74	2.26	4.00	1.96	1.81	3.78	6.76	6.32	13.07	8.32	5.39	13.71	15.40	9.26	24.65	9.76	3.98	13.74
Skin	[mGy]	0.41	0.60	1.01	0.34	0.62	0.95	1.67	3.78	5.45	1.63	2.93	4.57	1.67	9.81	11.48	1.63	3.27	4.90
Entrance skin	[mGy]	182	237	419	202	206	408	860	597	1457	941	476	1417	442	428	870	671	269	940
DAP	[Gy·cm ²]	14.13	21.28	35.41	10.74	11.34	22.08	57.67	53.16	110.83	42.53	26.45	68.98	27.68	40.67	68.35	36.91	17.56	54.47
Effective dose(M)	[mSv]	6.27	4.51	10.78	5.85	3.59	9.44	29.50	14.73	44.23	27.83	9.97	37.79	9.34	3.73	13.08	10.55	2.86	13.41
Effective dose(F)	[mSv]	5.89	4.44	10.33	5.53	3.50	9.03	27.85	14.76	42.61	26.20	10.51	36.71	7.69	3.76	11.45	10.36	2.88	13.24

皮膚の確定的影響は、皮膚の同一照射部位における入射皮膚線量がしきい値以上の場合に生じる。Cアーム角度が分散される CAG とは異なり、PCI では特定の皮膚面に多く X線が照射される。これは特定方向からの透視像によるバルーン、ステントなどのデバイス操作を行うためであり、一方向からの透視が 100%を占めるケースも多い。同一照射部位における入射皮膚線量が最も高かった PCI-R では、LAO による 1.5 Gy (A) と 1.3 Gy (B) であり、皮膚障害では軽度の、一時的紅斑を生じるしきい値である 2 Gy⁶⁾ には至らなかった。Table 5 は PCI における透視時間と撮影回数を平均値として計算した場合、透視時間を最大値で撮影回数を平均値として計算した場合、透視時間と撮影回数を最大値として計算した場合の、皮膚の同一部位が受けた入射皮膚線量を表している。これより、PCI-R の最も長い透視時間のケースで 2.8 Gy を超えることがわかる。さらに最も多い撮影回数が重なることで 3.5 Gy に達し得る。平均的 PCI 手順では使用しなかったが、Cアーム角度で最も皮膚線量が高くなる LAOcra は 50 mGy/min であるため、40 分の透視だけで一時的紅斑のしきい値とされる 2 Gy を超えることになる。FDA 勧告⁵⁾では、同一部位への照射を防ぐために、透視時の Cアーム角度を変える方法を提唱している。さらに Cアーム角度が 40° 変わること、照射部位の重なりを防ぐことができるとされている¹²⁾。通常 AHA 分類による右冠動脈病変の segment 1~2 に対する PCI では LAO50° を中心に使用されるが、この LAO の一部を浅い角度の LAO あるいは PA²⁴⁾ で代用することで、皮膚の同一部位へ線量が集中するのを防ぐことができると考えられる。

Table 5 Entrance skin dose estimated in PCI-R and PCI-L procedures for mean fluoroscopy time and exposure series number, maximum fluoroscopy time and mean exposure series number, and maximum fluoroscopy time and maximum exposure series number.

			PCI-R		PCI-L	
			A	B	A	B
Fluoroscopy time	mean	[Gy]	1.4	1.3	0.7	0.8
Cine angiography series	mean					
Fluoroscopy time	maximum	[Gy]	2.8	2.9	1.4	1.9
Cine angiography series	mean					
Fluoroscopy time	maximum	[Gy]	3.5	3.4	1.8	2.1
Cine angiography series	maximum					

2. 臓器線量

Table 3 によれば、Cアーム角度によって臓器線量が高くなる臓器は異なり、RAO、RAOcra、RAOcru (以下、RAO 系) は食道、LAO、LAOcra、LAOcru (以下、LAO 系) は肺、PAcra、PAcru (以下、PA 系) は骨髄であった。Table 4 より CAG と PCI における臓器線量は肺、骨表面、肝臓、食道で高く、とりわけ肺では CAG で約 47 mGy、PCI-R では 222 mGy になった。これはともに LAO の Cアーム角度を多用した結果である。LAO による肺の臓器線量は RAO 系と比べて高く、CAG と PCI-R で使用される LAO の割合は CAG の透視で 70%、シネ撮影で 33%、PCI-R の透視で 90%、シネ撮影で 88%であった。CAG で LAO の透視を多用する理由は、冠動脈起始部の解剖学的な位置にある²⁶⁾。すなわち、冠動脈の起始部が解剖学的な配置から LAO50° 前後の透視によって画面上左右に分かれるため、カテーテルを冠動脈に挿入する場合にはこの角度が使用されることになる。

PCI-R における肺の臓器線量である 222 mGy は他の臓器と比べて突出して高く、それを低減させるためには入射皮膚線量の低減方法と同様に、使用する Cアーム角度を分散させる方法が有効と考えられる。例えば PA 系の肺への臓器線量は LAO の 11~25%程度、RAO 系に至っては 3~6%であるため、LAO による透視の一部を浅い角度の LAO あるいは PA 系、RAO 系で代用することで、手術への支障を最小限として肺への線量を抑えることが可能になる。

CAG、PCI-R とは対照的に、PCI-L では RAOcra が透視の 86%、シネ撮影の 94%を占めているため、

RAOcraによる食道への臓器線量が最も高くなった。しかし、PCI-Lで最も高かった食道の臓器線量も、PCI-Rのそれには及ばなかった。このように、Cアーム角度と臓器線量の関係では、LAO系では肺、RAO系では食道、またPA系では骨髄の線量が高いため、使用するCアーム角度の割合がそのままCAGやPCIの臓器線量に影響を及ぼす結果となった。

3. 実効線量

Table 4によれば、CAGの実効線量は約10 mSvで、これは他の一般的なX線検査である腹部CT検査の10 mSv前後¹⁴⁾、上部消化管検査の平均8.7 mSv¹⁵⁾と同程度であった。CAGと上部消化管検査、CT検査を臓器線量の観点から比較すると、CT検査では照射部位がほぼ均等に被ばくするのに対して、上部消化管検査では胃に対して50 mGy程度あり¹⁵⁾、CAGにおける肺と同様に、特定の臓器線量が高い点で共通している。

PCIの実効線量はPCI-Lの13 mSvからPCI-Rの37~44 mSvと広範囲にわたり、臓器線量と同様にLAOの使用割合に比例して高い結果となった。透視、シネ撮影ともにLAO系の実効線量はそれ以外のほぼ4倍であったため、LAO系の占める割合が実効線量に大きく影響する結果となった。

4. 装置間の線量比較

Fig. 7 (a) (b) (c) に、CAGとPCIのDAP、入射皮膚線量、実効線量を装置別及び透視、シネ撮影別に示した。Fig. 7によれば、両装置における入射皮膚線量と実効線量は同程度であるにもかかわらず、装置AのDAPが装置Bと比べて1.6倍（PCI-Lでは1.3倍）高い結果になった。これらは、装置A（14×14 cm正方形）のFOVが装置B（直径12.5 cmの円）に比べ1.35倍大きかったことが原因であると考えられる。Table 4によれば、装置の違いが被ばく線量に及ぼす影響では、骨髄と骨表面の線量で装置間の差が認められ、装置Aは装置Bに比べてそれぞれ最大で2.4倍と1.6倍になった。骨は他の臓器と比べて全身に分布しているため、照射野（FOV）が大きくなればそれだけ直接X線に曝される骨の面積が増加するためである。更にPCI-Lの入射皮膚線量では装置Bが、PCI-Rの実効線量では装置Aがわずかに高く、それ以外では両装置による線量の違いは認められなかった。

一般的にフラットパネル装置の低被ばくが論じられているが^{27,28)}、本研究の結果はそれに反して装置間の線量差は小さかった。この原因の1つは、すでに報告されているように

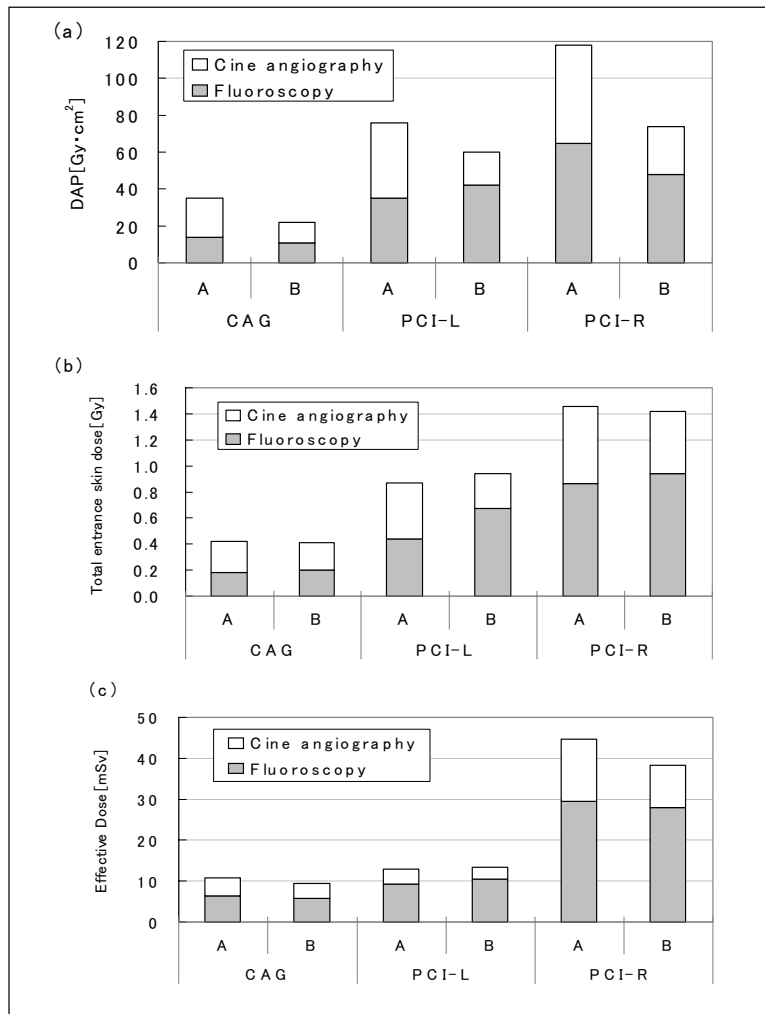


Fig.7 (a) DAP, (b) total entrance skin dose, and (c) effective dose observed for CAG, PCI-L and PCI-R.

29)、装置 B (I. I.) と比較した装置 A (FPD) の被ばく低減効果が被写体厚とともに低下傾向にあり、臨床における被写体厚での被ばく低減効果が低かったことが挙げられる。二つ目の原因は、装置 B は使用者によって特別に銅 0.1 mm とアルミニウム 2 mm の付加フィルタが追加され、X 線の線質が硬くなっていることである。この付加フィルタによって表面線量が 40% 低減する効果が得られているが、これは施設特有の結果である。

5. 被ばく線量に占める透視とシネ撮影の割合

Fig. 7 によれば、シネ撮影が被ばく線量に占める割合は DAP や入射皮膚線量に比べて実効線量では低かった。これは透視とシネ撮影における管電圧の違いと画像を形成するのに必要なディテクタ入射線量の違いが原因と考えられる。ここで入射皮膚線量と実効線量における透視とシネ撮影の線量比を検証するために、PMMA ファントムによる X 線装置の線量特性調査を行った

Fig. 8 (a) (b) は PMMA ファントムの表面に入射する線量とディテクタ入射線量を装置別、および透視、シネ撮影別に示している。シネ撮影の線量は CAG における 1 回の平均的シネ撮影フレーム数である 123 フレームの、透視は 1 分間の空気カーマとした。Fig. 8 (a) (b) より、シネ撮影のディテクタ入射線量は透視に比べて明らかに低いことが分かる。それにもかかわらずファントム入射表面線量に差がないのは、シネ撮影時管電圧 (75 kV) が透視管電圧 (100 kV) に比べて低いため、シネ撮影時の X 線が PMMA 内でより減衰されることが原因と考えられる。即ち、シネ撮影では体内での X 線減衰が透視に比べて大きいため、体内臓器の吸収線量が透視に比べて小さくなり、その結果、シネ撮影の実効線量が小さくなったと考えられる。なお、厚さ 20 cm の PMMA を使用したファントム実験で、IVR 基準点における散乱線を含んだ 1 分間の AK は、装置 A では 23.4 mGy、装置 B では 24.5 mGy であった。これは全国循環器シネ撮影研究会で行った 36 施設 49 装置の平均透視線量率 25 ± 16 mGy/min³⁰⁾ に準ずる値であり、装置 A、B ともに平均的な線量設定であったことを示している。

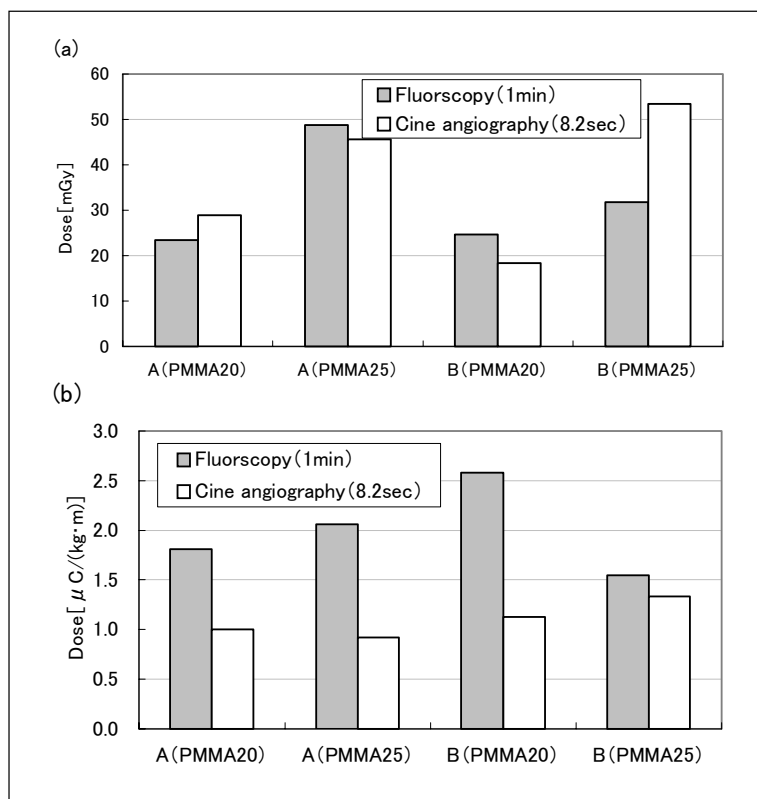


Fig.8 (a) Dose at the entrance surface of PMMA phantoms, and (b) dose at the surface of the image intensifier.

6. DAP から実効線量への変換

本研究で得られた DAP、実効線量、DAP から実効線量への変換係数を、M. G. Delichas ら⁹⁾ および V. Stisova¹⁰⁾ による文献値と比較した結果を Table 6 に示す。Table 6 によれば、本研究における DAP および実効線量は、ほぼこれら文献値の範囲内であった。しかし、Fig. 9 に示すように、CAG と PCI の変換係数は 0.17~0.52 mSv/(Gy·cm²) と広く分布していた。変換係数はシネ撮影より透視で高く、また、Fig. 10 に示すように、RAO 系より LAO 系で変換係数が高くなる傾向があった。これは使用管電圧が高いほど同じ DAP でも実効線量が高くなることが原因と考えられる。Fig. 10 に示した C アーム角

Table 6 Comparison of the total DAP [Gy · cm²], effective dose [mSv] and DAP to effective dose conversion coefficients [mSv/(Gy · cm²)] for CAG and PCI.

			This study	M. G. Delichas ⁹⁾	V. Stisova ¹⁰⁾
CAG	DAP	[Gy · cm ²]	22.1 - 35.4	79.1 - 81.8	25 - 54.5
	Effective dose	[mSv]	9.0 - 10.8	17.9 - 22.7	2.7 - 8.8
	Conversion coefficient	[mSv/(Gy · cm ²)]	0.32 - 0.43	0.26	0.11 - 0.17
PCI	DAP	[Gy · cm ²]	54.5 - 110.8	63.1 - 105.9	43 - 104.5
	Effective dose	[mSv]	11.5 - 44.2	14.7 - 30.5	5.7 - 15.3
	Conversion coefficient	[mSv/(Gy · cm ²)]	0.17 - 0.52	0.27	0.13 - 0.15

度と変換係数の関係から、Fig. 9 に示したように、PCI-Rの変換係数がPCI-Lに比べて約2倍高い結果となった。これはPCI-LではRAOcra、PCI-Rでは高い被ばく線量のLAOの占める割合が大きいためと考えられる。このように入射X線の線質および透視とシネ撮影のディテクタ入射線量の設定が、装置や被写体厚で異なることによって変換係数も変動するため、DAP から実効線量を推定することは大きな誤差を伴う。

しかし、手技が決まれば使用Cアーム角度がある程度決まってくるので、CAG、PCI-L、PCI-Rの手技ごとにDAPから実効線量への変換係数を求めておけば、それらの手技別変換係数を使ってDAPから実効線量の推定が実用的な精度で行える可能性がある。そこで各手技において、装置Aと装置Bで得られた変換係数を平均したものを実用的な変換係数とすると、CAGで0.38 mSv/(Gy · cm²)、PCI-Lで0.20 mSv/(Gy · cm²)、PCI-Rで0.45 mSv/(Gy · cm²)となり、これらの変換係数を用いれば、本研究を行った施設では、15%以内の誤差で実効線量の推定が可能となる。

7. 表示AKおよびDAPから推定した入射皮膚線量

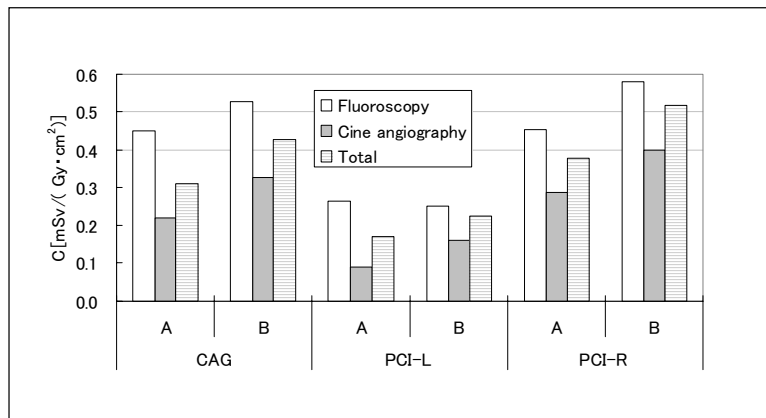


Fig.9 Conversion coefficients C [mSv/(Gy · cm²)] estimated in fluoroscopy, cineangiography and total separately for each procedure of CAG, PCI-L and PCI-R.

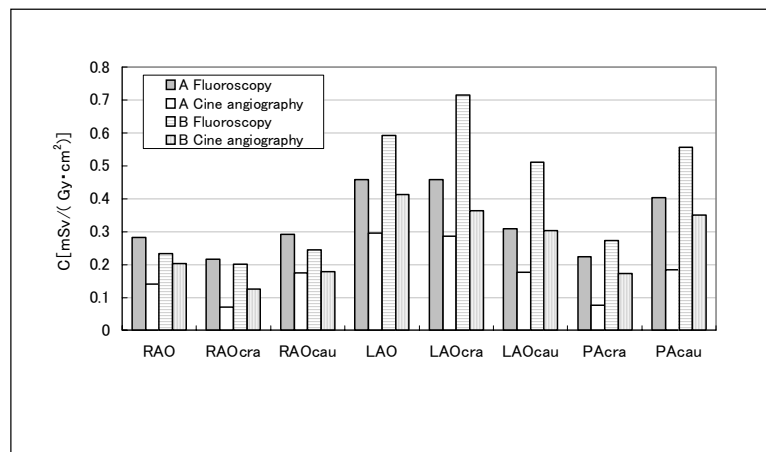


Fig.10 Conversion coefficients C [mSv/(Gy · cm²)] estimated in fluoroscopy, cineangiography and total separately, for each projection of RAO, RAOcra, RAOcau, LAO, LAOcra, LAOcau, PAcra and PAcau.

実験から得られた各Cアーム角度における透視1分間の入射皮膚線量の実測値と、装置Aにおける表示AKと、装置BにおけるDAPから推定した入射皮膚線量推定値をそれぞれFig. 11(a)と(b)に示す。ここで入射皮膚線量を推定する場合に、推奨された角度補正係数¹²⁾を使用した結果をCF法、実験時のSSDから算出した角度補正係数を使用した結果を修正CF法として、フォトダイオード線量計で実測した入射皮膚線量と比較した。フォトダイオード線量計による実測値を基準とした時の、CF法と修正CF法による入射皮膚線量推定値の割合をそれぞれFig. 12(a)と(b)に示す。これより装置Aにおける推定値の実測値に対する誤差はRAO系、PA系では10%以内であったが、LAO系ではCF法で38~81%、修正CF法で7~26%の過大評価であった。装置Bにおける推定値の誤差はCF法で3~19%、修正CF法では4~17%で過小評価であった。装置Aにおける表示AKは実測値に対して平均37%の過大評価であり、推奨された角度補正係数を使用することで、LAO系における誤差の拡大につながったと思われる。このLAO系における入射皮膚線量推定値の過大評価は、実験時の角度補正係数を適応することで、より実測値に近づいた。その結果、修正CF法ではLAOcraとLAOcrauを除き、10%以内で入射皮膚線量の推定が可能となった。一方、装置Bにおける平均10%の過小評価はCF測定時と実験時における透視管電圧、およびCアームと患者の幾何学的配置が異なることが原因と思われる。Fig. 13に示した面積線量計の線質特性によれば、DAPからAKを推定する場合には最大10%の誤差が考えられる。しかし、修正CFによる推定値から10%多く見積もることで、7%以内の精度で入射皮膚線量の

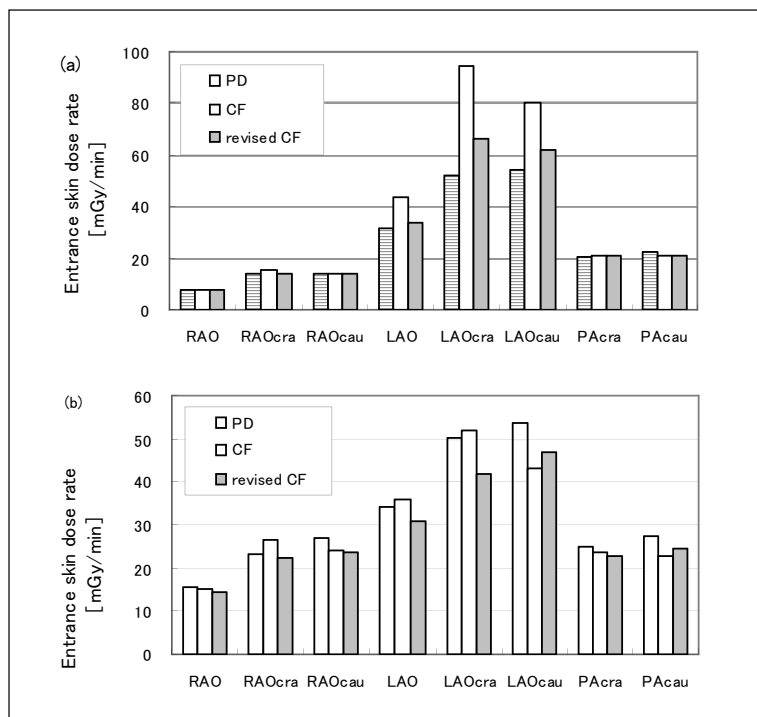


Fig.11 Entrance skin dose rate [mGy/min] measured with the photodiode dosimeter (PD), and that estimated by using conversion factor (CF) and revised conversion factor (revised CF) for each projection of RAO, RAOcra, RAOcau, LAO, LAOcra, LAOcrau, PAcra and PAcau, where estimated dose rate values were obtained from displayed AK in system A (a) and from DAP in system B (b).

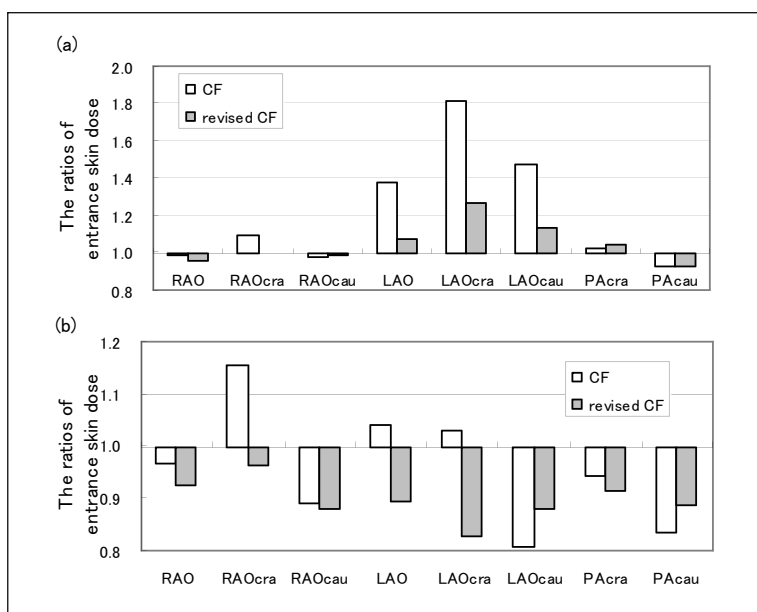


Fig.12 The ratios of entrance skin dose estimated with conversion factor (CF) and revised CF normalized to that measured with the photodiode dosimeter (PD), for each projection of RAO, RAOcra, RAOcau, LAO, LAOcra, LAOcrau, PAcra and PAcau, where estimated doses were obtained from displayed AK in system A (a) and from DAP in system B (b).

推定が可能であった。本研究の後に装置 A の INNOVA2000 が INNOVA2100 に更新された。INNOVA2100 は被写体厚の違いによって銅 0.3~0.9mm のビームフィルタが自動的に挿入される構造であるため、透視時管電圧の実効エネルギーが分かっている RAO、LAO、LAOcra での入射皮膚線量の実測値と推定値および表示 AK を Fig. 14 に示す。ここでは表示 AK から CF 法と修正 CF 法によって推定した入射皮膚線量と、表示 AK 自体を入射皮膚線量とした結果も比較した。ただし、表示 AK、DAP から入射皮膚線量を推定する場合には、皮膚の質量エネルギー吸収係数比である 1.05 を乗じている。これより表示 AK を直接入射皮膚線量とした時の誤差は平均 7% 以下であり、推定精度がもっとも高い結果となった。このため装置 A の更新機器である INNOVA2100 では、表示 AK を直接入射皮膚線量として、装置 B では DAP からの修正 CF による推定値を 10% 多く見積もることで入射皮膚線量の推定が可能となった。

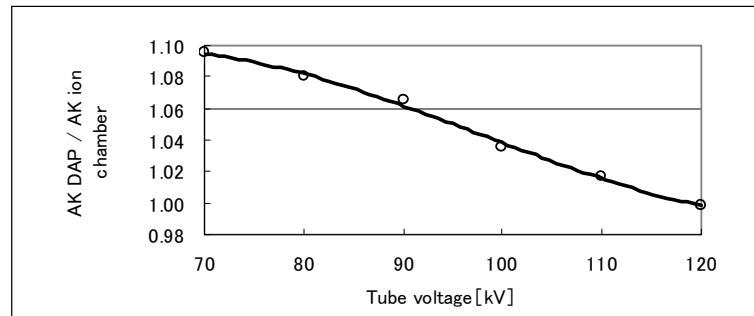


Fig.13 Dependence of air kerma values obtained from the DAP meter on tube voltage.

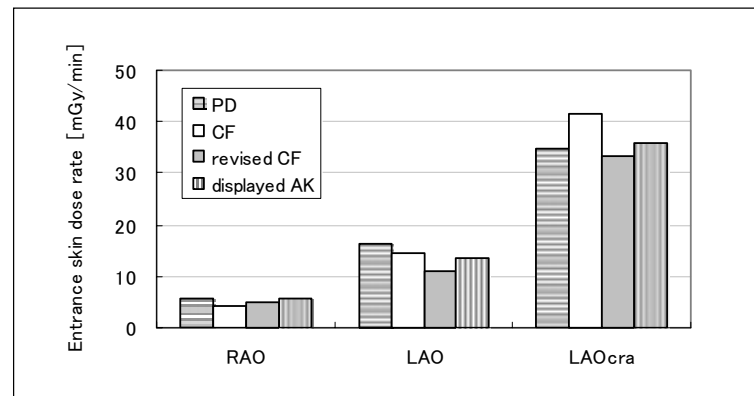


Fig.14 Entrance skin dose rate [mGy/min] measured with the photodiode dosimeter (P.D.), and that estimated by using conversion factor (C.F.), revised conversion factor (revisional CF) and displayed AK for each projection of RAO, LAO, LAOcra, in INNOVA2100.

IV むすび

冠動脈造影検査や冠動脈インターベンション術におけるX線透視は種々のX線画像診断検査の中でも特に被ばく線量が高いと言われており、実態の解明が待たれていた。本研究では、人体等価ファントムを使用して、X線が直接入射している皮膚のみならず人体の各組織・臓器の吸収線量を測定することにより、冠動脈造影検査や冠動脈インターベンション術における入射皮膚線量、臓器線量を評価し、以下に要約される結果を得た。

- ・ 確定的影響が懸念される PCI における入射皮膚線量の平均値は、PCI-L より被ばく線量が高い PCI-R でも 1.3~1.4Gy で、皮膚に軽度の障害である一時的紅斑を生じるしきい線量 2 Gy には至らなかったが、最長透視時間と最多シネ撮影回数が重なるケースでは 3.5 Gy を超え、問題になり得ることが示された。
- ・ 臓器線量は CAG、PCI とともに肺、骨表面、肝臓、食道で高く、とりわけ肺では CAG で 47mGy、PCI-R では 222mGy に達した。
- ・ CAG の実効線量は約 10 mSv で、他の一般的な X 線検査の腹部 CT 検査、上部消化管検査と比べて同程度になった。PCI の実効線量は 13~44mSv で、RAOcra を使用する PCI-L に比べて、LAO を使用する PCI-R で高い傾向にあった。
- ・ 装置のディテクタである FPD と I. I. の違いが入射皮膚線量および実効線量に影響を及ぼすことはなく、線量が比較的少ないと考えられている FPD でも、被ばくの低減は特に認められなかった。
- ・ 被ばく線量における透視とシネ撮影の割合では、入射皮膚線量に比較して実効線量において透視の割合が高かった。

・ DAP から実効線量への変換係数は $0.17 \sim 0.52 \text{ mSv}/(\text{Gy} \cdot \text{cm}^2)$ と広く分布していたが、CAG、PCI-L、PCI-R の手技別変換係数を求めることにより、本研究を行った施設では、15%以内の誤差で DAP から実効線量を推定することが可能であった。

従来、入射皮膚線量低減の観点から、PCI における同一部位の照射を防ぐためには C アーム角度を変える方法が提唱されてきた。本研究では、臓器線量および実効線量低減の視点からも、この C アーム角度を変える方法が有効であることが証明された。また、DAP から変換係数を使用して入射皮膚線量を推定する場合には、よりの確な角度補正係数を設定することが必要であり、また、AK が表示される血管撮影装置では、表示値の信頼性を実測値との照合により確認する必要があることが明らかになった。本研究で得られた入射皮膚線量を中心とした被ばく線量評価結果は、CAG や PCI 施行時に、患者に対して放射線影響について説明する際の基礎データとして活用できよう。

本論文は、名古屋大学大学院医学系研究科 青山隆彦教授の指導により修士論文研究として、研究成果をまとめたものであり、日本保健物理学会誌, 第 41 巻, 4 号, 2006 年 12 月に掲載された原著論文「人体ファントム内線量計測に基づいた冠動脈造影と冠動脈インターベンション術における患者の被ばく線量評価」に (表示 AK および DAP から推定した入射皮膚線量) を追加した内容である。

文献

- 1) 厚生労働省統計表 平成 15 年度人口動態統計年報 主要統計表第 15 表
- 2) P. Presbitero, G. Boccuzzi, P. Pagnotta : Drug eluting stents in acute myocardial infarction. *Panminerva Med.*, 47(2), 93-97, (2005) .
- 3) I. Sheiban, C. Moretti, E. Oliaro, B. Catuzzo, P. Destefanis, L. Carrieri, F. Sciuto, W. Grosso Marra, P. L. Omede, A. Gagnor, A. Truffa, G.P. Trevi : Evolving standard in the treatment of coronary artery disease. Drug-eluting stents, *Minerva Cardioangiol.*, 51(5), 485-92, (2003).
- 4) 富樫厚彦 : IVR に伴う放射線皮膚障害報告症例から放射線防護を考える, *日放技学誌*, 57 (12), 1444 -1450, (2001) .
- 5) Food and Drug Administration. Public Health Advisory : Avoidance of serious x-ray-induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures : <http://www.fda.gov/cdrh/fluor.html> (1994), <http://www.fda.gov/cdrh/rsnaii.html> (1995).
- 6) International Commission on Radiological Protection, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. ICRP Publication No.85, *Ann. ICRP*, 30 (2), (2001).
- 7) 日本医学放射線学会警告 : IVR に伴う患者および術者の被ばくに関する警告. *日本医放会誌*, 55 (5), 367-378, (1999).
- 8) E. Vano, L. Gonzalez, J.I. Ten, J.M. Fernandez, E. Guibelalde, C. Macaya. : Skin dose and dose-area product values for interventional cardiology procedures, *Br. J. Radiol.*, 74, 48-55, (2001).
- 9) M.G. Delichas, K. Psarrakos, E. Molyvda-Athanassopoulou, G. Giannoglou, K. Hatzioannou, E. Papanastassiou. : Radiation doses to patients undergoing coronary angiography and percutaneous transluminal coronary angioplasty, *Radiat. Prot. Dosim.* Vol. 103, No. 2, pp. 149-154 (2003)
- 10) V. Stisova : Effective dose to patient during cardiac interventional procedures (prague workplaces) *Radiation Protection Dosimetry*, Vol.111 No.3,271-274, (2004)
- 11) D. Bor, T. Sancak, T. Olgar, Y. Elcim, A. Adanali, U. Sanlidilek, S. Akyar. : Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology, *Br. J. Radiol.*, 77, 315-322, (2004).

- 12) 水谷 宏、梅津芳幸、江口陽一、菊池 透、坂本 肇、山口和也：IVRにおける患者被ばく線量の測定と防護に関する研究班報告，日放技学誌，59 (3)、369-381、(2003)。
- 13) International Commission on Radiological Protection ;1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No.60, Ann. ICRP, 21 (1-3), (1991).
- 14) T. Aoyama, S. Koyama and C. Kawaura; Organ dose measurement in x – ray CT and other diagnostic radiology by using novel photodiode dosimeters installed in an anthropomorphic phantom, Proc. of 11th International Congress of the International Radiation Protection Association, 3h9 (2004) .
- 15) 広藤善章、青山隆彦、小山修二、川浦稚代：人体ファントム内線量計測に基づいた上部消化管 X線検査における被検者の被ばく線量評価，保健物理 40(4), 341-353, (2006).
- 16) T. Aoyama, S. Koyama and C. Kawaura; An in - phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in x-ray CT and other diagnostic radiology, Med.Phys., 29, 1504 - 1510 (2002).
- 17) International Commission on Radiological Protection; Age - dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. A report of a Task Group of Committee 2 of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No. 67, Ann. ICRP, 23 (3-4), (1994).
- 18) International Commission on Radiological Protection; Reference man ; anatomical, physiological and metabolic characteristics. A report of a Task Group of Committee 2 of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No. 23, Ann. ICRP, 25 (2), (1975).
- 19) International Commission on Radiological Protection; Basic anatomical & physiological data for use in radiological protection; The Skeleton. A report of a Task Group of Commission on Radiological Protection, ICRP Publication No. 70, Ann. ICRP, 25 (2), (1975).
- 20) International Commission on Radiological Protection, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication No.26, Ann. ICRP, (1977).
- 21) F. H. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry (Wiley, New York, p. 259, (1986).
- 22) J . H . Hubbell and S. M. Seltzer ; Table of X - Ray Mass Attenuation Coefficients 1keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 additional Substance of Dosimetric Interest , NISTIR 5632 , National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg , MD (1995) .
- 23) 高宮 誠：放射線医学大系、第13巻、19-21、中山書店、1988
- 24) 三和秋雄：インターベンション時代における冠動脈造影について，全循研誌，No.8 13-21, (1996).
- 25) Medical electrical equipment – particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. IEC60601-2-43, (2000) .
- 26) 小柳 仁、門間和男、鈴木 紳：新心臓カテーテル法（改訂第2版）、50-51、南江堂、(1993).
- 27) K. Hobert：GE digital detector のデザインについて. 日放技学誌, 55 (8)、744-751、(1999) .
- 28) 江口陽一、木下順一、若松 修、海老原良幸、小林宏之、内山菜智子：フラットパネルディテクタの臨床応用. 日放技学誌, 59 (1)、29-43、(1999) .
- 29) 瀬口繁信、石川芳信、水野昌太、西條貴哉、長尾達示：フラットパネル搭載心臓血管シネ撮影装置の線量評価. 日放技学誌, 59 (11) , 1438-1443, (2003) .
- 30) 田島 修、鍋倉良三、佐藤久弥、佐藤公一、菊地達也、菊池 暁、天内 廣、塚本篤子、若松 修、今関雅晴、景山貴洋、佐藤次男、斎藤 肇、中澤靖夫：心臓カテーテル検査における透視線量および被ばく低減技術の標準化，全循研誌，No.16 18-21 (2004) .