

デジタル胃造影検査における被ばく線量の推定 及び実測値・NDD法との比較検討

齊藤 浩征¹⁾ 中澤 圭二¹⁾ 牧 直子¹⁾
栗田 博正¹⁾ 福垣内啓介¹⁾ 石藏 麻里¹⁾
稲田 智¹⁾ 小林 昌幸¹⁾ 和田崎晃一²⁾
漆原 貴³⁾

I. はじめに

近年、医療分野における放射線の利用が急速に増加し、それに伴い放射線被ばくによる健康への影響に対する不安が広がっている。

我々診療放射線技師は医療における放射線防護の最適化を目指していかなければならない。¹⁾ 放射線画像情報の向上と被ばく線量の軽減にはトレードオフの関係がある。放射線診療の最適化を進めるためには検査技術の向上、検査における患者ごとの被ばく線量の把握、各検査における適切な画像を得るための撮影条件の選択が必要である。透視検査での被ばく線量評価は被験者のX線入射面における皮膚吸収線量をグレイ「Gy」の単位で求めることにある。²⁾ しかし、透視検査は、撮影方向や動きがあるために患者ごとに、被ばく線量を測定することは非常に困難であるうえ撮影と透視の両面で推定しなければならない。

X線透視装置には適正な濃度の画像を得るために、X線線量を制御する自動露出制御装置が設けられている。当院の透視装置の撮影条件はフォトタイマーによって、透視条件はFPD (Flat Panel Detector) の画素値によって自動制御されている。この特性を利用し透視検査における被ばく線量を簡易的に推定する方法を考案した。ファントムにおける推定結果は、検出器による実測値とNDD法 (Numerical Dose Determination : X線検査時の撮影パラメータから患者表面被ばく線量を計算する方法) による推定値から比較検討を行った。

また、透視検査のうちデジタル胃造影検査^{3) 4)} についてデータ分析結果を合わせて報告する。

II. 方法

〔使用機器〕

透視装置

SHIMADZU SONIALVISION DAR-8000

線量計

Radical Corporation社 Model 9015 (電離箱線量)

RTI Electronics社 Solidose 300型 (半導体線量計)

入射表面線量 (Entrance Surface Dose 以下ESD) の測定はファントムの上に線量計を設置して実測するOn Phantom法⁵⁾によって行った。電離箱線量計Model 9015 (mGy表示) と半導体線量Solidose 300型計 (mGy表示) をアクリルファントムにのせ (図1) 最も使用頻度の高い照射野9インチ, SID (Source Imagereceptor Distance) 110cmにてアクリルファントムを10cmから1cm増分で25cmまでを自動露出の胃透視モードにて撮影3回, パルスレート3.75f/sにて透視撮影30秒間を照射し撮影条件とESDを記録した。(表1) (デジタル胃造影検査の録画ビデオから, ON-OFFタイムが平均約30秒であることから連続透視時間は30秒とした。) ファントム撮影の際, 検査における被ばく線量の実測値と推定値を比較するため, 電離箱線量計と半導体線量計を同時に撮影した。(図1) 表面線量の推定には電離箱線量計を使用し, 実測値の測定には半導体線量計を使用した。

電離箱によるファントム測定結果からファントム厚とmAs値 (管電流時間積) の散布図 (図2) とファントム厚と撮影1回におけるESD (以下ESD_{XPI}) の散布

1) 県立広島病院 放射線診断科

2) 県立広島病院 放射線治療科

3) 県立広島病院 消化器外科

図(図3), ESD_{XP1} と透視時間30秒におけるESD(以下 ESD_{F30})の散布図(図4)を示した。電圧とmAs値からファントム厚と ESD_{XP1} の近似式を算出し, ESD_{XP1} から ESD_{F30} を推定した。NDD法による表面線量の推定は撮影条件から焦点皮膚間距離推定することによって算出した。(表2)

デジタル胃造影検査について患者の腹部に半導体線量計を取り付け検査することで, 19件の患者の入射線量実測値を測定した。(図6)(表6)

Ⅲ. 結 果

mAs値及び ESD_{XP1} はファントム厚に対し指数関数的に増加した。(図2)(図3)ファントム厚を目的変数, 撮影管電圧・mAs対数を説明変数とし重回帰分析を行いファントム厚推定式(式1)を算出, また ESD_{XP1} の対数を撮影管電圧・mAs値対数から重回帰分析し, ESD_{XP1} の推定式(式2)を算出した。

ESD_{XP1} と ESD_{F30} を2次多項式近似によって ESD_{F30} 推定式(式3)を算出した。線量計のプロープの中心とファントム表面の位置を補正するため, ファントム厚から焦点表面間距離を求めプロープの中心を皮膚表

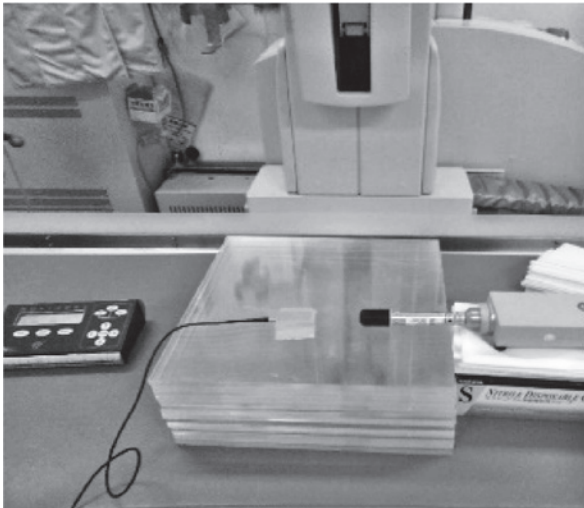


図1 ファントム撮影

表1 電離箱線量計ファントム測定結果 (3回撮影の平均値)

厚さ (cm)	撮影1回			30秒透視	
	電圧	電流	時間 (msec)	表面線量(mGy)	表面線量 (mGy)
10	76	160	23	0.188	0.410
11	78	160	25	0.231	0.507
12	79	187	27	0.273	0.640
13	81	200	28	0.336	0.694
14	83	250	24	0.415	0.896
15	85	250	26	0.488	1.053
16	87	320	23	0.603	1.284
17	89	320	23	0.729	1.615
18	90	320	26	0.872	1.828
19	93	320	28	1.020	2.096
20	94	320	33	1.255	2.366
21	95	320	38	1.609	2.618
22	95	320	46	1.984	3.117
23	58	192	55	2.477	3.688
24	97	320	65	3.036	4.235
25	98	320	89	3.642	4.711

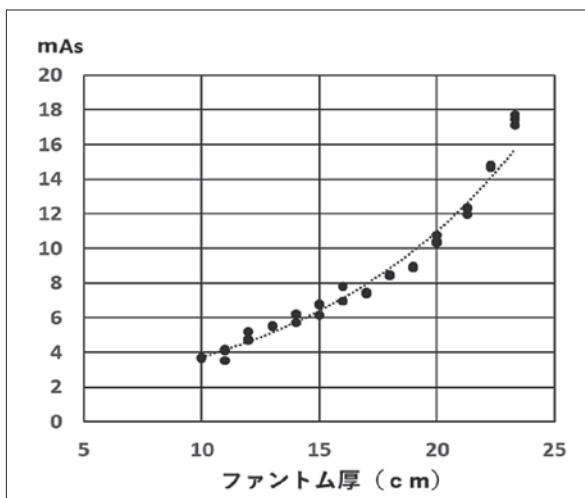


図2 ファントム厚とmAs値 R=0.9983

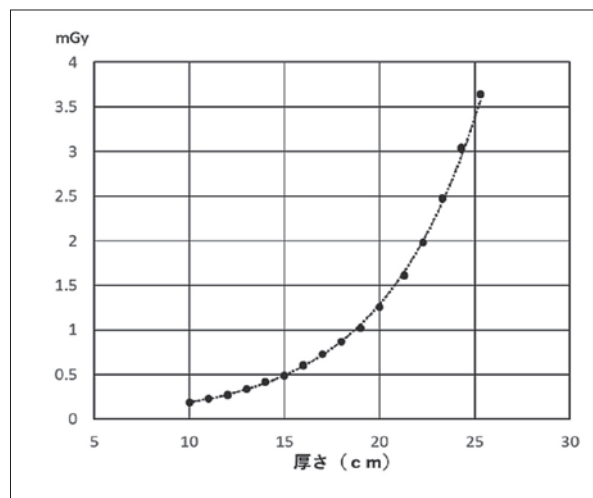


図3 ファントム厚と撮影表面線量 R=0.9978

面の位置に補正するため、半径1.25cmを距離の逆二乗則に従って補正係数(式4)を算出した。

臨床における患者の、被ばく線量推定の際には、造影剤が最も投与されたDICOM画像を選択し、撮影情報から撮影管電圧とmAsを推定式(式5)に代入し皮膚吸収線量を算出した。

(式1)

$$\text{推定ファントム厚} = -21.7846 + 0.346402 \times \text{管電圧} + 4.00969 \times \text{mAs対数}$$

(式2)

$$\text{ESD}_{\text{XP1}} = \exp(-7.40620 + 0.0613829 \times \text{管電圧} + 0.837668 \times \text{mAs対数})$$

(式3)

$$\text{ESD}_{\text{F30}} = 0.140236 - (0.197986) \times \text{ESD}_{\text{XP1}}^2 + 1.95494 \times \text{ESD}_{\text{XP1}}$$

(式4)

$$\text{位置補正係数}(C_{\text{f}_{\text{FSD}}}) = ((\text{FSD} - 1.25) / \text{FSD})^2$$

※FSD=105-ファントム厚

FSD: 焦点表面間距離

105cm: 焦点天板距離

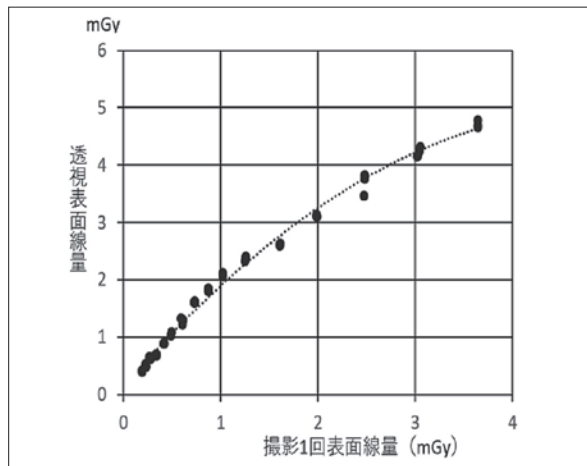


図4 ファントム撮影1回表面線量と30秒透視表面線量 R=0.9966

表3 ファントム撮影実測値と推定値の誤差平均

	誤差平均
ファントム厚	±1.4%
撮影表面線量	±7.2%
30秒間透視表面線量	±6.5%

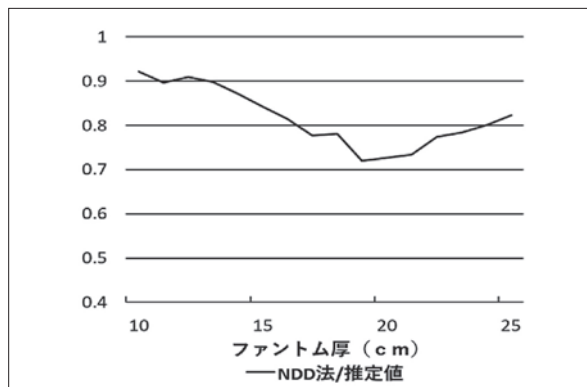


図5 ファントム撮影による表面線量の推定値とNDD法との比較

表2 ファントム撮影表面線量推定値の比較

厚さ (cm)	表面線量実測値 (mGy)	NDD法 (mGy)	本法推定値 (mGy)	NDD法/実測値誤差	NDD/本法誤差	本法/実測値誤差
10	0.183	0.177	0.187	-3.3%	-5.4%	2.2%
11	0.225	0.205	0.223	-8.7%	-8.0%	-0.7%
12	0.266	0.271	0.291	2.0%	-6.7%	9.3%
13	0.327	0.330	0.358	0.8%	-7.7%	9.2%
14	0.404	0.390	0.435	-3.4%	-10.4%	7.8%
15	0.475	0.455	0.526	-4.2%	-13.4%	10.7%
16	0.586	0.542	0.647	-7.6%	-16.3%	10.4%
17	0.709	0.599	0.749	-15.6%	-20.1%	5.7%
18	0.847	0.710	0.884	-16.2%	-19.7%	4.4%
19	0.991	0.823	1.111	-17.0%	-26.0%	12.1%
20	1.219	1.015	1.355	-16.7%	-25.1%	11.2%
21	1.562	1.236	1.635	-20.8%	-24.4%	4.7%
22	1.926	1.525	1.910	-20.8%	-20.2%	-0.8%
23	2.403	1.893	2.342	-21.2%	-19.2%	-2.6%
24	2.944	2.467	2.867	-16.2%	-14.0%	-2.6%
25	3.530	3.402	4.006	-3.6%	-15.1%	13.5%

表4 ファントム撮影における各線量計の表示値

厚さ (cm)	Model 9015 表面線量 (mGy)	Solidose300 表面線量 (mGy)
10	0.188	0.144
11	0.231	0.176
12	0.273	0.217
13	0.336	0.264
14	0.415	0.322
15	0.488	0.381
16	0.603	0.468
17	0.729	0.553
18	0.872	0.670
19	1.020	0.797
20	1.255	0.981
21	1.609	1.154
22	1.984	1.436
23	2.477	1.772
24	3.036	2.169
25	3.642	2.644

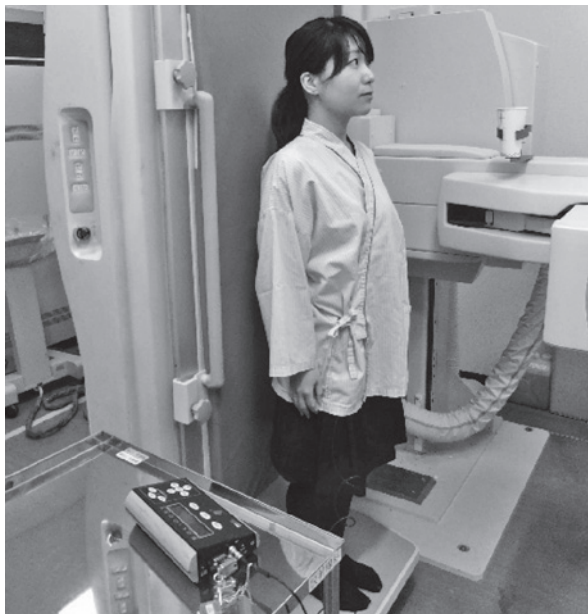


図6 デジタル胃造影検査 患者実測値の測定 (本人の許可を得て使用)

表5 デジタル胃造影検査推定値 (パルスレート3.75f/s) n=19

		中央値	75%値
患者情報	身長 (cm)	156.5	161.3
	体重 (kg)	52.0	63.1
	BMI (kg/m ²)	21.9	24.1
撮影情報	撮影電圧 (kV)	90	96
	撮影電流 (mA)	320	320
	撮影時間 (msec)	24	34
	撮影回数 (回)	36	37
	透視時間 (分)	3.3	4.6
推定値	撮影一回表面線量 (mGy)	0.74	1.54
	透視線量率 (mGy/min)	3.0	5.4
	腹厚推定値 (cm)	17.2	20.9
	撮影線量推定値 (mGy)	32.2	61.3
	透視線量推定値 (mGy)	12.4	22.4
	皮膚表面線量推定値 (mGy)	40.7	85.3

表6 デジタル胃造影検査における患者の入射線量実測値及び推定値 n=19

撮影電圧 (kV)	撮影電流 (mAs)	撮影時間 (msec)	撮影回数 (回)	透視時間 (分)	入射線量実測値 (mGy)	表面線量推定値 (mGy)	BMI (kg/m ²)	腹厚推定値 (cm)	撮影一回表面線量推定値 (mGy)	透視線量率推定値 (mGy/min)
84	250	19	36	2.7	9.8	17.7	15.8	13.5	0.37	1.66
84	250	25	35	3.4	14.6	23.5	20.2	14.7	0.47	2.04
87	320	17	63	3.9	20.3	40.7	19.2	15.2	0.51	2.17
89	320	17	37	3.8	17.3	29.7	19.8	15.8	0.56	2.36
87	320	21	37	3.0	17.5	29.5	19.8	15.9	0.60	2.47
87	320	22	36	4.5	20.2	34.2	17.5	16.2	0.63	2.58
87	320	25	35	3.1	23.6	32.9	20.5	16.7	0.69	2.79
88	320	23	36	4.6	22.4	37.7	16.7	16.7	0.69	2.79
89	320	22	36	2.2	19.4	31.4	19.1	16.8	0.70	2.82
90	320	22	25	3.3	19.2	28.4	21.9	17.2	0.74	2.97
95	320	24	35	3.0	29.4	51.4	26.7	19.4	1.11	4.15
95	320	25	30	7.0	43.0	63.4	22.7	19.5	1.13	4.20
96	320	24	37	3.0	29.3	55.7	23.0	19.6	1.16	4.27
95	320	32	65	6.5	64.8	123.3	23.7	20.5	1.40	4.98
96	320	37	37	2.5	36.2	76.7	23.1	21.4	1.68	5.74
96	320	38	35	5.8	44.7	93.9	25.6	21.5	1.72	5.84
97	320	57	35	6.3	70.6	138.2	27.6	23.5	2.56	7.70
101	320	42	38	3.1	56.7	121.4	24.4	23.7	2.57	7.71
97	320	63	36	2.6	77.6	121.0	26.5	23.9	2.78	8.09

中央値

90	320	24	36	3.3	23.6	40.7	21.9	17.2	0.7	3.0
----	-----	----	----	-----	------	------	------	------	-----	-----

(式5)

$$\text{皮膚吸収線量推定式} = (\text{ESD}_{\text{XP1}} \times \text{撮影回数} + 2 \times \text{ESD}_{\text{F30}} \times \text{透視時間(分)}) \times \text{Cf}_{\text{FSD}} \times \text{CF}$$

Cf_{FSD} = 位置補正係数

CF = 吸収線量変換係数

※CF ≒ 1.052 (実行エネルギーE: 10 ≤ E ≤ 50 [keV] の範囲での近似式の平均²⁾) を乗じることで撮影1回の皮膚表面線量を求めた。

推定腹厚からFSD(焦点皮膚間距離)を算出しNDD法に撮影条件を代入することによって算出した表面線量と本法による表面線量推定値との比較を表2に示した。ファントム撮影実測値と推定値の誤差平均を表3に示した。

ファントム撮影による表面線量の推定値とNDD法との比較を図5に示した。

ファントム撮影における電離箱線量計と半導体線量計の表示値の違いを表4に示した。

本法によって推定された術後胃透視のデータを(表5)(表6)に示した。

デジタル胃造影検査におけるBMIと1回の撮影表面線量及びBMIと皮膚表面での透視線量率の相関関係を(図7)(図8)に示した。

IV. 考 察

ファントム撮影による推定値と実測値による誤差(表3)は平均10%以内であり個人被ばく線量管理の

点において誤差の範囲内である。⁶⁾

式1から求めた腹厚の近似値からFSDを推定し、本法とNDD法との比較を行った。NDD法による推定線量は本法による推定線量よりも平均で15.7%低い値を示した。(表2)(図5)これはNDD法がShallow型チェンバによって測定しているため後方散乱に対する感度がほとんどないためであると考えられ、江口らや八重樫らの研究結果とほぼ一致した。^{5) 7) 8) 9)}このことは、NDD法に補正係数を乗ずることで線量計を使用せずに透視検査の被ばく線量推定の可能性を示唆している。

当院でのデジタル胃造影検査(19件)について推定結果の分析を行った。(表5)(表6)(図7)(図8)

撮影1回の腹部における推定皮膚表面線量中央値0.74mGy, 75%値1.54mGy, 推定透視表面線量率中央値3mGy/min, 75%値5.4mGyとなり、DRL(医療被ばく研究情報ネットワークから防護の最適化のための診断参考レベルDiagnostic ReferenceLevel)による一般撮影腹部の3mGy, 透視線量率20mGy/minよりも大きく下回った。¹⁾当院におけるデジタル胃造影検査は胃の排出率と蠕動運動、逆流の観察を主目的としているため、癌と潰瘍の鑑別などの微細な胃粘膜構造を確認するのに必要な高度の解像度は必要ない。そのため透視のパルスレートを当院装置の最も低い3.75f/sに設定し低い線量となっている。放射線防護の最適化には検査目的に応じて適切なパルスレートを選択することが重要である。

Solidose 300型線量計(半導体線量計)を患者に取

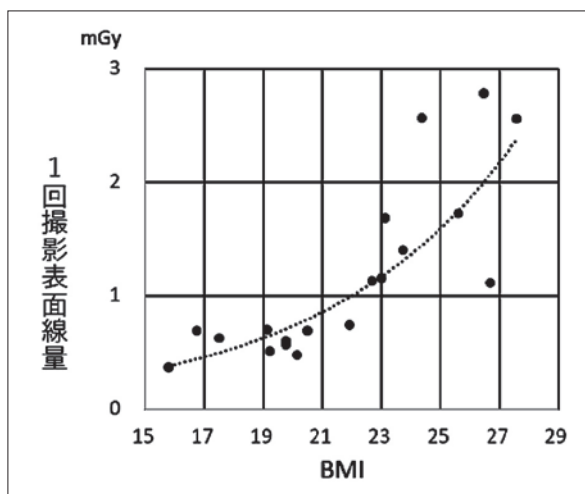


図7 BMIと1回撮影表面線量の相関関係
R=0.870 p<0.01

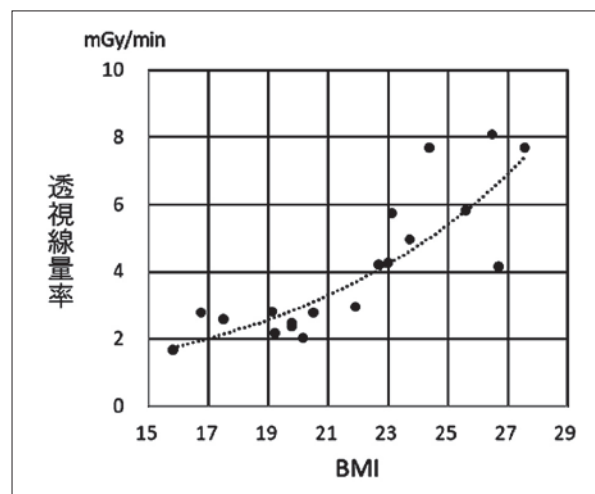


図8 BMIと透視線量率の相関関係
R=0.873 p<0.01

り付け表面線量を実測した結果は推定値と比較して42%低い結果となった。(表6)

表4に示すようにファントム撮影においても電離箱線量計と比較して平均で26%低くなっている。これはSolidose300型線量計は後方散乱の感度が低いことが主な原因である。さらに腹部表面は平面ではないことや、体動による線量計の方向依存性の影響が加わることで大きな誤差を招いたものと考えられる。

X線検査における被ばく線量は腹厚に大きな影響を受けるが、BMIとの関係を示した表6からBMIと推定線量・透視線量率の相関関係を求めた結果、それぞれ相関係数は、推定撮影線量:0.870(図7)透視線量率:0.873(図8)と強い相関を示した。このことからBMIの高い患者に対しては被ばくの影響を特に考慮する必要があり、対策としては透視時間を最短とし撮像も最小限とすることが望ましい。肥満者の放射線被ばくの危険性は、BMIに比例して増悪することを注意喚起する必要がある。

本法における皮膚表面線量の推定は撮影モードによってファントム撮影から推定式を算出する必要があるが、体位変換の少ない検査においては非常に有用な推定法であり代表画像の管電圧・管電流・撮影時間・撮影回数・透視時間を入力することで簡易的に被ばく線量の推定ができる。今回、共著者の漆原らが開発したデジタル胃造影検査^{3) 4)}における安全性を確認するために被ばく線量の実測値を測定する過程で、放射線被ばく量が推定されることを発見した。このことは今後、ERCPなどの比較的長時間の透視が必要である検査における被ばく管理にも利用することができる。そして他施設においても同様に放射線被ばくを軽減し安全な管理に役立てることができる。

参考文献及び注釈

- 1) 医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures, J-RIME): 診断参考レベル (Diagnostic Reference Level, DRL)
- 2) 公益社団法人日本放射線技術学会 医療被ばく測定テキスト (改訂2版)
- 3) Urushihara T, Sumimoto K, Shimokado K, Kuroda Y: Gastric motility after laparoscopically assisted distal gastrectomy, with or without preservation of the pylorus, for early gastric cancer, as assessed by digital dynamic x-ray imaging. Surg Endosc, 18: 964-968, 2004.
- 4) 漆原 貴, 鈴木崇久, 高倉有二, 池田 聡, 眞次康弘, 中原英樹, 板本敏行 再建術式の評価に適したデジタル胃造影検査法 臨床外科70(6), 725-734, 2016.
- 5) 八重樫勝弘 今野清志 白戸富雄: NDD・In Air・On Phantom法を用いた単純撮影領域における入射表面線量の比較検討—NDD法との関係について— 公益社団法人日本放射線技術学会東北支部雑誌15号 192
- 6) 日本工業規格JISZ4312: 2013 X線, γ 線, β 線及び中性子用電子式個人線量(率)計
- 7) 森剛彦, 村田勉, 村田正夫, 他: X線診断領域における患者の皮膚入射線量簡易換算式—NDD法—, (社)茨城県放射線技師会, (社)茨城県放射線技術学会茨城支部被曝低減委員会, 1996
- 8) 森剛彦, 岡本治夫, 村田勉, 他: X線診断領域の表面線量測定の簡易換算法, 日本放射線技師会雑誌, 33(1), 13-28, 1986(4)
- 9) 江口洋一 木村均 土佐鉄雄他: 被験者被曝線量の実用的な測定方法 全国循環器撮影研究会誌

Estimation of the Exposure Dose during Digital Gastric X-ray Examinations and Comparison with Measured Values and NDD Method

Hiroyuki Saito¹⁾, Keiji Nakazawa¹⁾, Naoko Maki¹⁾, Hiromasa Kuwata¹⁾,
Keisuke Fukukakiuchi¹⁾, Mari Ishikura¹⁾, Satoshi Inada¹⁾, Masayuki Kobayashi¹⁾,
Koichi Wadasaki²⁾, Takashi Urushibara³⁾

1) Department of Diagnostic Radiology, Hiroshima Prefectural Hospital

2) Department of Therapeutic Radiology, Hiroshima Prefectural Hospital

3) Department of Gastroenterological Surgery, Hiroshima Prefectural Hospital

Summary

In recent years, the use of radiation in the medical field has rapidly increased, causing greater anxiety in regard to the influence on health due to radiation exposure. Radiology therapists must seek to optimize radiation protection in medical care. There is a trade-off between improvement of information upon radiation imaging and reduction of exposure dose. In order to optimize radiotherapy, it is necessary to improve examination techniques, understand the radiation dose for each patient upon examination, and adequately select the imaging conditions to obtain an appropriate image for each examination. However, because shooting directions vary and patients move during fluoroscopy, it is very difficult to accurately measure the exposure dose for each patient, with little attention having been paid thereto to date. In this study, we hereinafter report on our newly devised method to estimate the exposure dose for each patient using the characteristics of an automatic exposure controller.

While the exposure dose in fluoroscopic examinations is generally evaluated according to the surface dose on the skin, it is necessary to estimate radiation exposure including the photography dose and fluoroscopy dose. In automatic exposure photography, an acrylic phantom with a thickness of from 10 cm to 26 cm was fluoroscoped in 1 cm increments for 30 seconds and photographed three times, recording the photography conditions and surface dose, and the expression for estimation of the photography dose was calculated by multiple regression analysis from the voltage and mAs values. The fluoroscopic dose was calculated by carrying out quadratic polynomial approximation of the photography dose.

The estimation results were compared with the measured values in the phantom experiment as well as the NDD method (Numerical Dose Determination) for verification. The deviation from the measured value was less than 10%.

The examination dose was examined by this estimation method for digital gastric X-ray examinations. Upon examining 19 persons, the results indicated a median of the estimated surface dose per one shooting of 0.74 mGy, with a 75% value of 1.54 mGy, and a median of the estimated surface dose rate for fluoroscopy of 3.0 mGy/min, with a 75% value of 5.4 mGy/min. These values were much lower than those obtained from general radiography for the abdomen: 3 mGy, and the fluoroscopic dose rate: 20 mGy / min, according to the DRL (Diagnostic Reference Level for protection optimization created by the Japan Network for Research and Information on Medical Exposure).

By plugging the imaging conditions during the examination into the estimation expression, we were able to estimate the skin surface dose for photography and fluoroscopy, thus making it possible to manage the exposure doses for fluoroscopy with less change in the patients' body position.