

新開 秀幸

徳島赤十字病院 放射線科部

要 旨

高度医療が進むにつれ、放射線被曝が増大し、また情報の錯綜により患者さんや家族がその放射線被曝を問題にするケースが増えてきた。その放射線検査が安全で、被曝によるデメリットより放射線による診断メリットが大きい事を説明する必要が有る。それには個々の検査による被曝線量を把握しなくては、真の説明にはならない。NDD-M [Non Dosimeter Dosimetry method(modify)] をもちいて、現状の被曝線量を把握し、被曝線量低減など今後の課題を検討した。

キーワード：放射線被曝、NDD-M

はじめに

医療被曝の特徴

ICRP(国際放射線防護委員会)勧告(Pub. 60, 1990年)に定められているが、行為(総放射線被曝を増大させる人間活動)の正当化は医師または歯科医師の判断に委ねられている。適切な医療行為を制限のおそれがあるため、線量限度が適用されない。その行為により、患者に直接の便益をもたらすものでなくてはならない。従ってそこには介入(総被曝線量を減らす人間活動)が必要で、防護の最適化が求められる。それは医師、歯科医師及び診療放射線技師が行うが、直接放射線を扱う診療放射線技師が主に行うべきである。

医療被曝の現状と内在する問題

我が国の医療被曝は諸外国と比べてきわめて高く、世界の平均的な医療被曝の値に対して約6倍、先進諸国と比べても2倍以上と高い¹⁾。日本の医療被曝がこのように高い背景には、正当化が行われていない為に検査の件数自体が多いのと、最適化が不完全で各検査の被曝線量の低減が十分ではない。CRなど新しい被曝低減が期待出来るシステムが導入されても必ずしも、低減されるどころか逆に従来より被曝線量が増えている施設がある。

方 法

放射線低減の為に国際的にはIAEA(国際原子力機

関)によるガイダンスレベルが示され、また国内ではそのガイダンスレベルを参考に日本の現状に合うように、放射線技師会が検討を加え、医療被曝の低減目標ガイドラインを発表している²⁾。そのガイドラインは現在作られている最新鋭の放射線機器を用い、考えうる最高の技術を駆使して達成しようというものでもない。ほとんどの施設が防護の最適化にもう一步の工夫や改善を加えることで、達成可能な被曝線量の目安である。被曝線量が低減目標値を超えることが認められた施設ではその低減を図る必要がある。この場合も単に被曝線量の減少のみに視点を置くのではなく、防護の最適化の真の意味すなわち放射線診療を受けた際の利益が放射線の被曝によってこうむる損失を上回る幅を最大にすることを意識することが必要である。

また反対に、被曝線量が低減目標値より十分低く抑えられている施設であっても、できあがったX線写真の画質など診断情報に関する臨床的価値評価も同時に行う必要がある。少なすぎる被曝の場合でもそこには問題が内在している。では具体的に放射線被曝低減をどうするかとなると、現状の被曝線量の把握が必要になってくる。X線診断領域で使用出来る測定器を持っている施設は、ほとんど無く、持っていない管理、測定技術は難しく、日常の撮影検査において各々の部位ごとに正確に測定することは極めて難しい。森剛彦氏(現:鈴鹿医療科学大学)らが、NDD表面簡易換算式を提唱した³⁾。このNDD法を用いると日常業務で使われる撮影条件の殆どをカバーし、線量計がなくても表面線量を推定出来る。さらにパソコン用計算ソフト

(NDD-M) を作成し簡単にかつ大量の線量計算を要する場合でも対応出来るようになった。NDD-M はインバータ方式にも対応しているのので、当院での被曝線量を NDD-M を用い主な一般撮影の被曝線量を算出してみた。一般撮影の主な部位の被曝線量の計算値とガイダンスレベル及びガイドラインを表 1 により比較検討した。

NDD (Non Dosimeter Dosimetry) 表面線量簡易換算式は患者の表面線量を推定するために、入射線量を左右する諸因子(管電圧、mAs、濾過、FSD、装置)について一定の値で正規化し、係数化して、表面線量推定する式で下記の通りである。

NDD 表面線量簡易換算式

$$D(\text{mGy}) = 6.5 \times \text{kV}(f) \times \text{総濾過}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \times 0.88 \times 10^{-2}$$

- ① D(mGy)：三相全波装置による表面線量
- ② 6.5：定数
- ③ kV(f)：管電圧補正係数
- ④ 総濾過：総濾過補正係数
- ⑤ mAs：管電流×撮影時間
- ⑥ 1/FSD(m)：焦点-皮膚間距離(単位：m)
- ⑦ 0.88×10^{-2} ：吸収線量変換係数(mR-mGy 変換係数)
- ⑧ 単相全波装置：D(mGy)に0.6を乗ずる

NDD-M

NDD 法の係数の多くは実測値に基づき 3 相整流方式、管電圧 80KV、総濾過 3.2mmAl、距離 1 m、1 mAs 当たりの値で正規化し、管電圧と総濾過について係数したものである。NDD-M は各整流方式ごとに発生 X 線スペクトルを算出し、各厚さのアルミニウム吸収体透過後の距離 1 m における線量を求め、さらに後方散乱係数、吸収線量補正係数を乗じて表面入力線量に換算した値を基に、NDD 法に準じて正規化したもので、インバータ方式にも対応した。NDD-M による線量は次の式になる。

表 1 撮影条件表

部 位	方向	総濾過 mmAl	FFD 距離 cm	体厚 cm	KV	mA	msec	DISTANCE FSD cm	増感紙	フィルム	グリッド
腰 椎	A-P	3.8	100	18	70	320	200	82	XG-S	ESG	+
	LAT	3.8	100	25	80	320	400	75	XG-M	ESG	+
下部胸椎	LAT	3.8	100	28	70	320	200	72	XG-M	ESG	+
腹 部	A-P	3.8	120	18	70	250	200	102	XG-S	ESG	+
骨 盤	A-P	3.8	120	18	70	250	200	102	XG-S	ESG	+
股関節	A-P	3.8	100	18	70	250	200	82	XG-S	ESG	+
胸 部	P-A	3.8	200	20	120	160	25	180	XG-S	ESC	+
	LAT	3.8	200	30	120	320	50	170	XG-S	ESC	+
頭 部	A-P	3.8	100	18	70	200	160	82	XG-S	ESG	+
	LAT	3.8	100	16	70	200	140	84	XG-S	ESG	+

$$D(\text{mGy}) = \text{NDD-M}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2$$

上記の式を用い、実際に計算してみた。

条件及び記録係は下記の条件で行った。胸部など、現在はデジタル化されている物に関してはアナログ系の条件とあまり変わらないのでそちらを採用した。

結 果

NDD-M による当院の被曝線量の推定値は表 2 のようになる。

表 2 を見て頂いたら分かるが、殆どの撮影に於いてガイダンスレベル及び低減目標を計算による推定被曝表面被曝線量が下回っていることが分かる。しかし計

表 2 各被曝線量の比較 (単位：mGy)

部位	入射方向	ガイダンス レベル(IAEA)	ガイドライン (低減目標)	当院計算値 (NDD-M による 推定値)
腰 椎	A-P	10	5	3.36
	LAT	30	15	12.90
下部胸椎	LAT	20	8	4.36
腹 部	A-P	10	3	1.77
骨 盤	A-P	10	3	1.77
股関節	A-P	10	4	2.62
胸 部	P-A	0.4	0.3	0.14
	LAT	1.5	0.8	0.62
頭 部	A-P	5	3	1.68
	LAT	3	2	1.40

算による被曝線量値も問題がある。現状の殆どの装置では発生した実測値は表示されず、設定した指示値のみが表示されている。したがってその差が大きければ計算誤差も当然大きくなるから正しい評価をおこなうことが出来ない。撮影装置の実効エネルギーのバラツキや撮影条件の違いにより計算値に2～3割程度の誤差は生じるものと考えられる。

考 察

今回は実際の撮影に於いて、どれくらいの放射線被曝をさせているか把握するために、簡便なNDD-Mを用い表面線量を推定してみた。この値自身は十分に低減目標をほぼクリアし、満足出来るものであるが、あくまでも推定であり、今後表面線量測定器具を用いるなどしてその値と比較しより正確な値の把握に努めていきたいと考えている。当院の一般撮影による表面被曝線量はほぼ放射線低減目標（ガイドライン）を達成しているが、撮影方法の工夫や機種及び機材を含め検討を重ねる事により、診断能力を落とさないで、さら

なる放射線低減を目指して行きたいと思っている。我々技師がその撮影により、患者さんにどれくらいの被曝をさせているか、常に頭におき、患者さん等に今の撮影でどれくらいの被曝したかを聞かれた時、即座に被曝線量を答えられ、その検査の安全性を十分に説明し、理解して頂ける様にしていきたい。

文 献

- 1) 山森和美：患者さんのための医療被ばくガイドライン－医療被ばくの現状と診療放射線技師の役割－. 日本放射線技師会誌 48：150－155, 2001
- 2) 森 剛彦, 他：IAEAのガイダンスレベルのわが国での設定に関する研究. TAMP 課題別研究会「X線診断による患者の被曝低減に関する研究会」報告書, 1998
- 3) 森 剛彦, 他：X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法. 茨城県放射線技師会・日本放射線技術学会茨城支部・被曝低減委員会, 1984

Radiation Exposure

Hideyuki SHINGAI

Technician Division of Radiology, Tokushima Red Cross Hospital

As advanced medical treatment proceeded, radiation exposures increased, and the cases that a patient and a family made the radiation exposure a problem again due to the complication of the information were increasing. The radiation inspection is safe, and you must explain that a diagnosis advantage by the radiation is bigger than demerits of radiation exposure. The amount of exposure line by each inspection isn't grasped in it, and it doesn't become the explanation of sincerity. It had NDD-M {Non Dosimeter Dosimetry method(modify)}, and it was there, and the present amount of exposure line was grasped, and the exposure line quantity decrease examined a future subject.

Key Words: radiation exposure, NDD-M

Tokushima Red Cross Hospital Medical Journal 8 :169－171, 2003
