原 著

DICOM Radiation Dose Structured Report を利用した 血管撮影部門における放射線管理データベースの有用性

上野登喜生¹ 江本裕樹² 杜下淳次³ 清水雅司¹ 神宮綾多郎¹ 今里貴彰¹
小野茂樹¹ 中島 哲¹ 中村裕範¹ 上村忠久¹ 吉満研吾⁴

論文受付
2014 年 2 月 27 日

論文受理
2014 年 10 月 28 日

Code Nos. 1000
1080

¹ 福岡大学病院放射線部

² 山口大学医学部附属病院放射線部

³ 九州大学大学院医学研究院保健学部門

⁴ 福岡大学医学部放射線医学教室

緒 言

国際放射線防護委員会 International Commission on Radiological Protection (ICRP) は, publication 60¹⁾ や 103²⁾ において, 電離放射線の医学利用を伴う行為を放射線診療行為と定義し, 医療被ばくの特長性として次の 2 点を挙げている. ①医療従事者が患者の診断や治療を目的として実施する意図的な照射であること. ②放射線診療行為で予期される便益と潜在的なリスクに対する患者の同意もしくは承諾によって, 手技を受

ける自発的な被ばくであること. したがって放射線診療行為による医療被ばくは, 線量限度による被ばく制限ではなく, 正当化と最適化を行うことを防護方針としている. また, 最適化には放射線診療行為ごとに診断参考レベル diagnostic reference level (DRL) を設けることを推奨している.

DRL は, 放射線を用いる医学的手法の目的達成に寄与しない放射線被ばくを避ける目的で, 国や地域, 学会レベルで決定されるべき値である. 国レベルで設定

Construction and Usefulness of the Dose Management System Using DICOM Radiation Dose Structured Report (Dose SR) in Angiography

Tokitaka Ueno,^{1*} Yuki Emoto,² Junji Morishita,³ Masashi Shimizu,¹ Ryotaro Jingu,¹ Takaaki Imasato,¹ Shigeki Ono,¹ Satoshi Nakashima,¹ Hironori Nakamura,¹ Tadahisa Uemura,¹ and Kengo Yoshimitsu⁴

¹ Radiology Center, Fukuoka University Hospital

² Department of Radiological Technology, Yamaguchi University Hospital

³ Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

⁴ Department of Radiology, Faculty of Medicine, Fukuoka University

Received February 27, 2014; Revision accepted October 28, 2014

Code Nos. 1000, 1080

Summary

The International Commission on Radiological Protection recommends diagnostic reference levels (DRL) in each radiological examination for justification and optimization of patients' dose in medicine. The aim of our study was to propose the dose management system by utilizing dose information in diagnostic X-ray radiation dose structured report (Dose SR) in The Digital Imaging and Communications in Medicine to optimize radiation dose in institutions. Our dose management system is able to organize dose information obtained from various angiography systems and CTs. It is possible to provide this information to operators for justification and optimization of patient dose. Our system would be useful for the estimation of organ dose and could be used for the determination of local DRL (LDRL) for each radiological practice. In addition, the optimization became possible to compare LDRL with national DRL.

Key words: radiation dose structured dose report (Dose SR), diagnostic reference levels (DRLs), dose management system

*Proceeding author

Fig. 1 Key map of a dose management system.

される national DRL (NDRL) や地域もしくは学会で設定される値である regional DRL (RDRL) と、自施設の値 local DRL (LDRL) とを比較することで、最適化が判断できる^{3~5)}。DRL は空気中の照射線量や単純化されたファントムによる容易に測定が可能な線量であることが望ましい。一方、DRL は個々の放射線診療行為による患者が被ばくした線量の評価や、確定的影響への評価に利用することはできない。このため X 線透視下で行われる interventional radiology (IVR) のような確定的影響をも考慮する必要がある手技では、DRL による評価だけでは患者の放射線防護には不十分である。そこで ICRP は publication 85 において、IVR による確定的影響の発生について懸念を示し、必要な対策の一つとして、被ばくの記録と被ばく情報の提供を求めている⁶⁾。

ICRP の防護体系に従うならば各施設で被ばく情報を記録し、放射線を用いる医学的手法ごとに LDRL を算出できる機能 (Fig. 1) をもつ被ばく線量管理システムを構築し、線量に関する情報を集約管理することが求められている。

各施設で各種の放射線診療行為における線量情報を、線量管理システムに取り込む手法は、①画像の digital imaging and communications in medicine (DICOM) ヘッダを用いて線量情報収集する方法⁷⁾、②血管造影装置もしくは computed tomography (CT) 装置から出力される線量情報に関するイメージファイルから線量情報を読み取り収集する手法⁸⁾、③DICOM modality performed procedure step (MPPS) 規格を利用する手法⁹⁾、などの報告があるが、いずれも放射線管理を行うには不十分であるとされているために一般的な手法としては

定着していない。①の方法では、再撮影のために破棄された画像は通常 picture archiving and communication system (PACS) 保存されていないので、破棄された撮影によって患者が受けた放射線の情報は取得不可能である。②の方法では、多くの場合、X 線透視操作に用いられた線量情報については取得することができない。③の方法でも、MPPS 規格は本来検査の進捗情報を管理するプロトコルであるため、取り扱える DICOM tag の種類が少なく放射線管理には不十分である。

線量情報として収集されるべき項目は、DRL を作成する目的に着目するべきであるが報告^{10~14)} によってさまざまである。このように装置の種類によって異なる線量や撮影条件に関する情報を効率的に収集するためには、装置から出力される情報の形式を装置の種類や発売メーカーに依存せず統一する必要がある。DICOM は、線量管理に用いる情報出力形式を統一する目的のために、2005 年に diagnostic X-ray radiation dose reporting (Dose SR) を規格化¹⁵⁾ した。同時に DICOM part16: content mapping resource¹⁶⁾ においても装置に実装する際のテンプレート構造を定義した。このテンプレート構造は、装置ごとに異なる被ばく線量や関連する情報を information object definition (IOD) と呼ばれる単位にまとめ、CT 装置では “CT radiation dose SR IOD templates”，それ以外の装置では “X-ray radiation dose SR IOD templates” として定義した。これらの情報出力形式の基本構造の統一によって、装置ごとに異なる多くの情報を個別の項目として収集することが可能となる。この Dose SR 規格を実装させるために、放射線機器の国際規格を取り決める国際電気標準化会

Fig. 2 Dose management system configuration diagram.

Fig. 3 Database structure of the dose management system.

議 International Electrotechnical Commission (IEC) は、2010 年発行の 60601-2-43¹⁷⁾ のなかで、X 線透視下で IVR を実施することが可能な装置に Dose SR 規格による線量情報出力を義務づけた。同様に CT 装置においても、2012 年発行の 60601-2-44¹⁸⁾ のなかで CT 装置に対して Dose SR 規格を用いて線量情報を出力するよう推奨している。その結果、2013 年には IVR が実施可能な血管造影装置や透視装置や CT 装置において、Dose SR 規格の線量情報出力に対応した製品が流通し始めている。しかし、本稿を執筆している 2014 年 1 月現在、Dose SR を利用した線量管理システムを用いて、LDRL の算出や入射皮膚線量の推定を行い施設線量の最適化を行った報告はない。

本研究は ICRP が提起する医療被ばくの防護体系を遵守し、施設における医療被ばくの最適化を図ることを目的に、Dose SR の線量情報を利用した線量情報管理システムを考案した。著者が所属する施設で Dose SR 規格に対応が可能であった血管造影部門を対象とし、設置している血管造影装置および IVR-CT 装置の線量情報を、医療放射線情報として一元管理した。今回、DRL の仕組みを用いて心臓カテーテル検査および腹部血管造影検査に用いた腹部 CT に関して最適化の検討を行った。また、心臓カテーテル検査における透視パルスレートの変更による線量低減効果について、収集した情報を利用して評価を行ったので報告する。

1. 材料および方法

2011 年 10 月～2013 年 3 月までの期間に血管造影室で実施された検査および治療についての線量情報を利用した。本研究に当たっては連結不可能匿名化した情報を用い、倫理委員会にて承認を得た。

使用した装置はバイプレーン血管造影装置(Artis Zee Biplane; SIEMENS, Munchen, Germany)2 台と血管

造影装置(Artis Zee Ceiling; SIEMENS, Munchen, Germany)と 16 列 CT 装置(SOATOM 16; SIEMENS, Munchen, Germany)で構成される interventional radiology (IVR)-CT システム 1 台である。Dose SR 規格における Dose SR ファイルは、各装置から動画 PACS サーバ(Kada-Serve; Photron Medical Imaging, Tokyo, Japan)に送信し保管した。

Fig. 2 に接続構成を示す。

1-1 線量情報管理システムのデータベース構造について

構築した線量情報管理システムは、表形式 database table (DBT) の関係データベース管理システム (Microsoft ACCESS 2010; Microsoft, Redmond, America) であるため、DBT ごとの識別子を用いて関連づけを行えば多くの情報を利用することが可能となる。本研究では連結不能匿名化した検査依頼情報と線量情報を、独立した DBT として取り込んだ。それぞれの DBT 間を関係づける識別子は、放射線情報システム radiology information system (RIS) から検査依頼ごとに発行される依頼番号を利用した。DBT の基本的な構造を Fig. 3 に示す。

1-1-1 検査の依頼情報の DBT

検査依頼情報を放射線情報システム (iRAD-RS; Infocom, Tokyo, Japan) から当院のセキュリティポリシーに従って外部に出力した。線量情報管理システムに依頼情報テーブルとして取り込んだ。

1-1-2 線量情報の DBT

Dose SR 規格の線量情報は、1 検査終了ごとに Dose SR ファイルとして血管造影装置や CT 装置で作成され、PACS サーバへ送信し保管される。つぎに Dose SR クライアント (Care Analysis; SIEMENS, Munchen,

Fig. 4 Fundamental structure of “X-ray radiation dose SR IOD templates.”

Germany)を用いてテキスト化し、Dose SR 線量情報テーブルとして取り込んだ。Dose SR ファイルの抽出も、当院のセキュリティポリシーに則った手続きで外部出力し利用した。

各装置からの線量情報は、Dose SR ファイルでは、血管造影装置の場合“X-ray radiation dose SR IOD templates”，CT装置の場合“CT radiation dose SR IOD templates”のテンプレート形式で出力され、それぞれFig. 4, Fig. 5に示す構造をもつ。

テンプレートは階層構造で、それぞれの階層に含まれる項目が異なる。血管造影装置から出力されるテンプレート形式“X-ray radiation dose SR IOD templates”の最下層の identifier of template (TID) 10003 には、X線透視やX線撮影一回ごとの放射線照射の情報が記録される。上位の TID10002 ではX線管ごとにTID10003を集積した情報が記録される。このためバイプレーン装置ではFig. 4に示すように二つのTID10002が記録されることになる。CT装置から出力されるテンプレート形式“CT radiation dose SR IOD templates”においても同様に、最下層のTID10013にはCT一回撮影ごとの技術情報が記録される。例えば一回の検査で3回撮影した場合、三つのTID10013が作成され、上位のTID10012では一回の検査に利用した集積情報が記録される。

これら各装置から出力されたTIDごとにDBTとして取得し、“Concept Name”と呼ばれる項目をデータベースフィールドとしてデータベースに取り込んだ。Fig. 3に示すようにデータベーステーブルを階層ごとに分けることで、検査ごとや一回の透視または撮影操作ごとの集計など、利用目的に応じた集計が容易に実

Fig. 5 Fundamental structure of “CT radiation dose SR IOD templates.”

現する。

1-2 線量情報管理システムの機能

線量情報管理システムには、Fig. 1で示した二つの機能を設けた。一つはDRLの仕組みを用いて検査や治療手技ごとに評価を行うためのLDRL算出機能。もう一つは個々の検査や治療における患者線量の報告用として、血管造影では皮膚の積算線量を提示する機能、IVR-CTでは実効線量を算出する機能を設けた。

1-2-1 検査・治療ごとの線量情報の提示機能

検査終了後、検査や治療ごとに入射皮膚線量の推定値と検査における線量を提示する画面を設けた。血管造影の入射皮膚線量は、血管造影装置に関する線量情報DBTを用いて、McParlandの方法⁹⁾によって一回の透視や撮影ごとのdose area product (DAP)などのDBT情報から入射皮膚線量を求め、検査ごとに入射皮膚線量の積算値を算出することによって求めた。計算式(1)を示す。

$$\text{ESD} = (\text{DAP}/F) \times (\text{FID}/\text{FSD})^2 \times \text{BSF} \times \text{MEAC} \quad \cdots \cdots (1)$$

entrance skin dose (ESD)：入射皮膚線量

DAP：面積線量

field area (F)：受像器における照射野面積

focus image distance (FID)：焦点-受像体間距離

focus skin distance (FSD)：焦点-患者表面距離

back scatter factors (BSF)：後方散乱係数

検査実施日	患者力ナ名	患者氏名	依頼科名称	依頼医名	項目名称	撮影技師名1	撮影技師名2	実施総線量(Gy)	透視による線量(Gy)	透視時間(SEC)	撮影による線量(Gy)	撮影時間(SEC)
20121009			腎臓膠原科		上肢シャントPTA			0.01298	0.00604	1674	0.00689	117
1室			消化器内科		腹部血管TAE(状)			5.95105	3.06894	5985	2.88211	853
1室			腎臓膠原科		上肢シャントPTA			0.00719	0.00472	1687	0.00247	66
2室			脳神経外科		頭部血管造影(脳)			0.55211	0.07593	994	0.47618	217
2室			脳神経外科		頭部血管造影(脳)			0.24997	0.03098	688	0.21899	156
2室			脳神経外科		頭部血管造影(脳)			0.10679	0.01937	821	0.09342	55
2室			脳神経外科		頭部血管造影(脳)			0.52586	0.13695	2198	0.38901	248
新カテ室			循環器内科		アブレーション			0.16509	0.16378	2991	0.00131	2

Fig. 6 The screen to confirm the dose information on the examinations performed in a day.

mass energy absorption coefficient (MEAC) : 組織
吸収線量変換係数

CTの実効線量 effective dose (ED) は ICRP Publ. 102 Table A.2.¹⁴⁾ に示される DLP-実効線量換算係数を用いて患者年齢と検査部位から変換係数を選択して実効線量を算出した。

$$ED = k \cdot DLP (Sv) \dots\dots\dots (2)$$

DLP: dose length product

1-2-2 データ集計について

LDRL 算出のための集計項目については、欧米の NDRL の提示項目を参考にした^{20~25)}。血管造影検査に関する NDRL は面積線量 dose area product (DAP) (Gy·cm²)、透視操作による透視時間 (min)、撮影操作による撮影画像数が示されており、CT 装置に関しては volumetric CT dose index (CTDI_{vol}) が示されている。このため本研究では血管造影装置に関する線量情報 DBT から検査や治療ごとの患者体重、DAP (Gy·m²)、透視操作による透視時間 (min)、撮影操作による撮影画像数を集計した。CT 装置に関する DBT から、検査や治療にて撮影した CT の回数、総 DLP、一回の CT 検査ごとの CTDI_{vol}、pitch factor、撮影範囲 scanning length、DLP を集計した。

集計した血管造影、CT 装置に関するデータを統計解析ソフトウェア (JMP10; SAS Institute Inc, North Carolina, America) にて解析を加え、LDRL の算出方法

について検討を行い施設における LDRL を決定した。

1-3 最適化に関する検討

心臓カテーテル検査、腹部 CT について NDRL を提示している国 (イギリス、オーストラリア、アメリカ、スウェーデン、スイス) のデータと 1-2-2 で算出した LDRL を比較し、最適化の検討を行った。

1-4 DBT を用いた線量低減効果の検討

心臓カテーテル検査において、本研究のデータ収集期間中に線量低減を目的として透視プログラムの透視パルスレートを 10 pulse/s から 7.5 pulse/s へと変更した。DBT の pulse rate と DAP の項目を用いて集計を行い線量低減効果について検討した。

2. 結 果

2-1 入射皮膚線量の推定値と検査における線量を提示する機能

検査日ごとの結果を確認する画面を Fig. 6 に示す。指定日に実施された検査リストとともに総線量 (Gy)、透視および撮影操作ごとの線量 (Gy) と照射時間が表示される。線量は患者照射基準点における空気カーマを示す。

Fig. 7 に脳血管内治療手技施行例における詳細報告画面を示す。

バイプレーン装置では、それぞれの X 線管の透視や撮影および回転撮影の実施回数とそれらによる患者照

照射録用_table2

病院 血管造影室 照射録フォーム

検査実施日: 20120827

患者番号: 性別: F

患者氏名: 生年月日: 病棟名称: 脳神経外科

検査種名称: 血管造影 コンテント内容: 依頼科名称: 脳神経外科

部位名称: A 頭部 依頼医氏名:

項目名称: 頭部血管造影 全麻下

Dose (RP) Total (Gy): 1.91325 Gy 線量範囲: 1Gy以上3Gy未満 撮影室名称: 2室

Fluoro Dose (RP) Total (Gy): 0.69254 Gy DoseLevel: Level-1 撮影技師名1:

Total Fluoro Time (s): 3711 Sec 患者対応基準: 撮影技師名2:

Acquisition Dose (RP) Total (Gy): 1.21971 Gy 補正線量と部位を診療科などに記載することが望ましい

Total Acquisition Time (s): 362 Sec

A管球もしくはシングル管球

Irradiation Event Type	回数	IVRP:Airkerma(Gy)	入射皮膚線量(Gy)
Fluoroscopy	81	0.4033	0.454818457436
Rotational Acquisition	6	0.60229	0.416780336363
Stationary Acquisition	35	0.35383	0.378177460832

総算値: 1.35942 1.24977625673

レコード: 1 / 3

B管球

Irradiation Event Type	回数	IVRP:Airkerma(Gy)	入射皮膚線量(Gy)
Fluoroscopy	57	0.2901	0.286859468258
Stationary Acquisition	34	0.26345	0.249661858039

総算値: 0.55355 0.536521326297

レコード: 1 / 2

IVR-CT

Irradiation Event T	名称	CTDIvol (mGy)	DLP (mGycm)	選択されたDLP/ED変換係数	推定EffectiveDose(mSv)

総算値:

レコード: 1 / 1

Fig. 7 The screen to exhibit detailed dose information of examination (neuro endovascular therapy, as an example).

照射録用_table2

病院 血管造影室 照射録フォーム

検査実施日: 20120827

患者番号: 性別: F

患者氏名: 生年月日: 病棟名称: 脳神経外科

検査種名称: 血管造影 コンテント内容: 依頼科名称: 脳神経外科

部位名称: A 腹部 依頼医氏名:

項目名称: 腹部血管造影 (CT)

Dose (RP) Total (Gy): 0.95172 Gy 線量範囲: 1Gy未満 撮影室名称: 1室

Fluoro Dose (RP) Total (Gy): 0.49134 Gy DoseLevel: Level-0 撮影技師名1:

Total Fluoro Time (s): 3518 Sec 患者対応基準: 撮影技師名2:

Acquisition Dose (RP) Total (Gy): 0.46022 Gy 特別な対応は不要です

Total Acquisition Time (s): 176 Sec

A管球もしくはシングル管球

Irradiation Event Type	回数	IVRP:Airkerma(Gy)	入射皮膚線量(Gy)
Fluoroscopy	189	0.49134	0.432223869719
Stationary Acquisition	15	0.46021	0.385636620176

総算値: 0.95155 0.8178604899

レコード: 1 / 2

B管球

Irradiation Event Type	回数	IVRP:Airkerma(Gy)	入射皮膚線量(Gy)

総算値:

レコード: 1 / 1

IVR-CT

Irradiation Event T	名称	CTDIvol (mGy)	DLP (mGycm)	選択されたDLP/ED変換係数	推定EffectiveDose(mSv)
Abdomen	PRE	9.89	228.53	0.049	10.95297
Abdomen	CTAP 1	10.95	227.82	0.049	11.13868
Abdomen	CTAP 2	9.89	229.95	0.049	11.26755
Abdomen	CHA 1	9.72	228.06	0.049	11.07694
Abdomen	CHA 2	10.14	235.0	0.049	11.5542
Abdomen	POST	9.72	222.17	0.049	10.88633

総算値: 1864.83 66.87667

レコード: 1 / 1

Fig. 8 The screen to exhibit detailed dose information of examination (abdominal angiography with IVR-CT examination, as an example).

射基準点による空気カーマおよび式(1)によって算出し積算した積算入射皮膚線量が表示できる。また、

Fig. 8 に IVR-CT を併用した装置での腹部血管造影施行例を示す。

Table 1 Average patient weight and dose parameters during angiographic procedures

Procedure	N	Weight (kg)	DAP (Gy·cm ²)	Fluoro time (min)	Number of images per procedure
Cerebral artery angiography	536	58.05±12.82	68.34	13.37	821.62
Neuro endovascular therapy	155	56.98±12.23	241.82	72.12	2186.07
Cardiac catheterization	663	60.3±14.8	48.85	8.46	995.41
Percutaneous coronary intervention	284	61.82±12.28	107.62	21.50	1849.50
Electrophysiology study	34	59.39±13.28	5.65	7.91	10.33
Catheter ablation	92	59.79±11.18	80.56	65.67	302.09
Cardiac resynchronization therapy-defibrillator	7	59.22±10.21	120.90	62.95	1032.86
Abdominal angiography	38	61.09±11.79	153.53	25.39	358.25
Trancecatheter arterial embolisation	246	58.43±12.9	275.12	40.19	567.73
Balloon-occluded retrograde transvenous obliteration	7	61.43±16.27	400.03	71.60	500.71
Endovascular aortic repair	27	58.68±13.43	235.70	35.70	1233.64
Shunt percutaneous transluminal angioplasty	96	53.44±12.77	4.74	27.16	146.56
Percutaneous peripheral intervention	27	58.34±9.56	67.97	77.52	1569.52

Table 2a Number of IVR-CT examinations and the total DLP during angiographic examinations

Procedure	N	Total number of CT	DLP total (mGy·cm)
Abdominal angiography	32	6.03	1609.13
Trancecatheter arterial embolisation	227	8.31	2074.36
Balloon-occluded retrograde transvenous obliteration	7	8.57	2143.58

Table 2b Scanning conditions and dose information per IVR-CT

Procedure	N	CTDI _{vol} (mGy)	Pitch factor (ratio)	Scanning length (mm)	DLP (mGy·cm)
Abdominal angiography	162	14.05	0.80	262.89	324.03
Trancecatheter arterial embolisation	1968	11.34	0.80	246.23	281.24
Balloon-occluded retrograde transvenous obliteration	53	11.46	0.79	251.51	288.91

単一の X 線管で行った血管造影装置での線量情報に加えて、IVR-CT 装置での線量情報が下段中央部に撮影部位、撮影目的(コメント)、CTDI_{vol}(mGy)、DLP (mGy·cm)、部位と患者年齢から選択された DLP/ED 変換係数、式(2)によって推定される実効線量(ED)とそれらの積算値が提示される。

2-2 集計結果

3 台の血管造影装置における検査や治療ごとの患者体重、DAP (Gy·cm²)、透視操作による透視時間(min)、撮影操作による撮影画像数の平均値を Table 1 に示す。撮影操作による画像数には回転撮影による撮影画像数

も含めた。

Table 2a に IVR-CT 装置における放射線診療行為ごとの平均値として、CT の撮影回数、それら CT の積算 DLP (mGy·cm) を示す。Table 2b に一回の CT 撮影に利用したプログラムごとの集計として平均 CTDI_{vol} (mGy)、ピッチファクタ、撮影範囲(mm)、DLP (mGy·cm) の平均値を示す。

集計に利用したデータに関して血管造影装置では、面積線量と透視時間についてヒストグラムを作成した。代表として心臓カテーテル検査における面積線量のヒストグラムを Fig. 9 に、透視時間のヒストグラムを Fig. 10 に示す。またそれぞれのヒストグラム上、4

Fig. 9 Histogram of dose area product during coronary angiographic procedure.

Fig. 10 Histogram of fluoroscopy time during coronary angiographic procedure.

分位法による中央値および平均値を示した。

NDRL は、多施設から収集された線量や透視時間のヒストグラムから、四分位法の 75% 分位点として示される²⁶⁾。一方 LDRL の決定は、Wall らの平均体重 70 kg の患者グループ 10 名の入射表面線量の平均値を用いて NDRL と比較した報告²⁷⁾や、Hart らの撮影室ごとに算出した 70 kg の患者における入射表面線量の平均値を用いて NDRL と比較した報告²⁸⁾、などがあり近年の報告^{29, 30)}でも LDRL には平均値を用いている。またこれらの収集された線量データのヒストグラムは対数正規分布をとることが多いとの報告³¹⁾があるため、当施設で収集された各データ群に関してコルモゴロフスミルノフ検定にて対数正規分布に対する適合度検定を行ったところ、他の報告と同じように多くのデータ群が対数正規分布であった。このような対数正

Table 3 Comparison of national DRL of each country and local DRLs during a coronary angiographic procedure

		DAP (Gy·cm ²)	Fluoro time (min)
LDRL	Fukuoka University Hospital	48.85	8.46
NDRL	United Kingdom	36	5.6
	Commonwealth of Australia	36	5.6
	Kingdom of Sweden	80	—
	Kingdom of Norway	39±3	—

Table 4 Comparison of national DRL of UK and local DRLs during a coronary angiographic procedure

	Patients age (years)	Patients weight (kg)	Tube voltage (kV)	Fluoroscopy time (s)
UK	60 (16–97)	78 (35–172)	78 (50–120)	260 (6–5880)
Fukuoka Univ.	69.85 (19–97)	60.3 (32–150)	78.4 (44–125)	507.1 (65–3146)

Table 5 Comparison of national DRL of each country and local DRLs during IVR-CT procedure

		CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
LDRL	Fukuoka University Hospital	14.05	324.03
NDRL	United Kingdom	14	470
	Commonwealth of Australia	15	700
	Kingdom of Sweden	25	—
	Kingdom of Norway	25	—
	United States of America	25	—

規分布を呈するデータ群は、中央値に比べて平均値が大きくなる。これらのことから、NDRL と比較することで施設の手技の最適化を判断する場合、LDRL として各データ群の平均値を用いることで過小評価を回避した。

2-3 NDRL との比較

Table 3 に心臓カテーテル検査における各国の NDRL と当院における LDRL を示す。当院における LDRL としての DAP はスウェーデンより低く、イギリス、オーストラリア、ノルウェーよりも高かった。

心臓カテーテル検査における照射条件の違いを比較するため、イギリスの NDRL 算出データと当院のデータを Table 4 に示す。検査の対象となった患者情報では、イギリスの平均体重が 78 kg、当院 60.3 kg であり低かった。照射条件ではイギリスの平均透視時間 260 s に対し当院 507.1 s と長かった。

腹部 CT 検査における各国の NDRL と当院における

Table 6 Change of DAP before and behind the fluoroscopy pulse rate modification in coronary angiography procedure

	N	DAP (Gy·cm ²)	
CAG (2012)	663	48.85±35.53	
CAG (10 pulse/s)	498	50.68±35.65	P<0.05
CAG (7.5 pulse/s)	150	41.53±31.96	

LDRL を Table 5 に示す。

2-4 DBT を用いた線量低減効果の検討

心臓カテーテル検査における透視パルスレート変更前後での 1 検査当たりの平均 DAP を Table 6 に示す。

10 pulse/s の透視プログラムで実施された検査の平均 DAP は 50.68±35.65 Gy·cm²、7.5 pulse/s への変更後は 41.53±31.96 Gy·cm² であり、有意に低減できていることが確認できた。

3. 考 察

本研究では Dose SR 規格を利用した線量情報管理システムを構築し、血管造影検査や血管内治療の終了後、血管造影装置や CT 装置で利用した線量情報に関して術者へ結果を提示する機能を設けた。これによって術者は患者線量について確認し、必要に応じて診療記録に記載することが可能となった。

また、放射線診療行為ごとの最適化の検討を目的として、線量情報を集計し LDRL を算出する機能を設けたことで NDRL と比較し最適化を確認することが可能となった。

当院における放射線診療行為ごとの最適化を考える上では、日本における NDRL と比べる必要があるが論文執筆時点で存在しておらず、諸外国のデータを参考値とした。比較することができた心臓カテーテル検査の DAP は、スウェーデンの NDRL より低く、イギリス、オーストラリア、ノルウェーの NDRL と比べて高かった。

IVR-CT における腹部 CT では、各国の NDRL に比べ低い値を示しており腹部 CT に関しては最適化されていることが確認できた。

イギリスにおける心臓カテーテル検査の NDRL³²⁾ との比較では、対象患者は、イギリスが平均年齢、体重で 60 歳、78 kg であったのに対して、当院では 69.85 歳、60.3 kg であった。照射条件として管電圧、透視時間はイギリスが 78 kV、260 s に対して当院は 78.4 kV、507.1 s であり、透視時間が大きく異なっていた。

Marshall らは透視を利用した放射線診療行為における DRL 決定方法に関する報告の中で、単純 X 線撮影手技では患者のサイズの差が入射表面線量に対して最も影響が大きく、血管造影などの検査においては DAP の変化は透視の影響を大きく受けるため、手技の困難さに依存する傾向が大きいと述べている¹⁰⁾。透視時間については、施行診療科に対し平均値を目標値として提案することで今後の改善に期待したい。

DAP は X 線照射野の広さや焦点皮膚間距離の変更を反映しやすい数値である。DAP の差は、透視時間だけでなく、照射野の広さ、焦点皮膚間距離、一画像当たりの入射線量、透視パルスレート、など多岐にわたって考える必要がある。Dose SR ファイルの TID 10003 は Fig. 4 に示すように X 線透視や X 線撮影一回ごとに作成され、照射に利用した多彩な情報が記録されている。NDRL との比較によって最適化の程度を判断し、撮影条件に関する検討を行う際に利用することが可能である。

撮影条件の検討として、心臓カテーテル検査の透視パルスレート変更について、DBT を用いて集計し検討した。透視プログラムを 10 pulse/s から 7.5 pulse/s へ変更したことによって、有意に低減できていることが確認できた。

施設において確率的影響に関して放射線診療行為の最適化を行い、実際に行われた放射線手技ごとに利用された患者線量について収集し、確定的影響に関する評価を行うことは極めて重要となる。

International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) は Report.74³³⁾ の中で DRL の設定や運用時に有用とされる測定量を勧告しているが、透視や X 線撮影で用いられる測定量として、incident air kerma, incident air kerma rate, entrance surface air kerma, air kerma-area product, など多くを挙げている。また鈴木らによる医療被ばく評価単位の検討班報告³⁴⁾においても、放射線機器の種類や、国内の関連団体間で医療被ばくの用語が統一されていないことが問題点として指摘されている。しかし、欧州では、2008 年に EUROPEAN COMMISSION が医療に用いられる線量情報について収集し、NDRL を決定するための統一的なガイドライン³⁵⁾を発行しており、これによって近隣諸国間でも同一の手法による最適化の検討や線量比較などが可能となっている状況がある。今後は日本版の NDRL の提示が期待される。

今回われわれが構築した DICOM Dose SR 規格を用いた放射線管理データベースは、Dose SR IOD テンプレートの階層構造を利用してデータベース化すること

で、異なる機器からの線量情報の一元管理を実現しており、各施設での線量の収集と DRL を用いた最適化に活用できる。この手法は、収集可能な情報が豊富であること、RIS や DICOM ヘッド情報を利用する方法に比べて破棄された線量情報がないこと、透視条件の収集も可能であること、などの利点がある。Dose SR 規格は、今後、放射線治療装置や核医学装置を除く医療放射線装置で標準的な線量情報出力規格となっていくとされる³⁶⁾。今回構築したシステムを通して、利用可能な機器が増えることは、施設での効率的な線量管理に大きく貢献できることが期待できる。

また一方で、DRL には、手技ごとに施設のデータを収集する必要があるが、Dose SR ファイルのテンプレートには手技を示す情報項目は存在しなかった。利用したプログラム名を格納する `concept name` は存在していたが、IVR 手技では多くの場合同じプログラム名を利用して透視や撮影を行う。このため、われわれは RIS から取得した依頼情報から手技との関連付けを行い集計した。しかし、多くの施設から線量情報を集約する場合、この手技の分類は各施設独自の手技名称が利用されていることが想定される。例えば、当院では脳血管内治療という手技名称で集計されているが、脳血管内治療には脳動脈瘤コイル塞栓術、脳動静脈漏塞栓術や腫瘍栄養血管塞栓、など異なる手技が混在している。診断目的や治療目的によって全く異なる特徴を持つことは多施設間比較などの報告³⁷⁾でも示されている。多施設間で線量情報を収集するためには、欧州で既に実施されているような標準化された統一コードに則った分類を、各施設内で行ったうえで収集解析を行う必要があり、日本では厚生労働省標準規格として認定された「HIS・RIS・PACS—モダリティ間予約、会計、照射録情報連携指針(JJ1017 指針)」³⁸⁾のような統一コードを利用した手技分類が必要である。

本論文で使用した装置は、同一メーカーの Dose SR 規

格対応の製品であった。血管造影装置、CT 装置からの Dose SR ファイルによる線量情報が一元管理可能であることは示せたが、他社の装置から出力された情報による検証はできなかった。今後、さまざまな放射線装置の対応を待っての検証が必要である。

4. 結 語

血管造影部門において Dose SR を利用した線量情報管理システムを作成した。血管造影装置および CT 装置で行われた検査において、必要に応じた情報を術者へ提示することが可能となった。また DRL を用いた放射線診療行為ごとの最適化について評価が可能となった。

本論文で示した Dose SR ファイルの階層構造を利用してリレーショナルデータベースを構築する方法は、複数の装置種別が異なる機器の線量や放射線に関する情報を収集管理する手法として有用である。

謝 辞

稿を終えるにあたり、基礎データの作成や測定を快く引き受けてくださいました当院診療放射線技師諸氏に心より感謝申し上げます。

また Dose SR ファイルを利用するにあたりさまざまなご助言をいただきましたシーメンス・ジャパン株式会社ヘルスケアセクターカスタマーサービス本部九州サービスグループ大江隼人様ならびにシーメンス・ジャパン株式会社ヘルスケアセクターイメージング&セラピー事業本部 AX ビジネスマネジメント部 新井田紀光様に心より御礼申し上げます。

なお、本論文の要旨は第 40 回日本放射線技術学会秋期学術大会、第 41 回日本放射線技術学会秋期学術大会において発表した。

参考文献

- 1) 日本アイソトープ協会翻訳発行. ICRP publication 60 国際防護委員会 1990 年勧告. 東京: 丸善, 1991.
- 2) 日本アイソトープ協会翻訳発行. ICRP publication 103 国際防護委員会 2007 年勧告. 東京: 丸善, 2009.
- 3) Friberg EG, Widmark A, Hauge IR. National collection of local diagnostic reference levels in Norway and their role in optimization of X-ray examinations. Norwegian Radiation Protection Authority, Osteras, Norway, 2008.
- 4) Department of Health (2007). Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels (DRLs). Available from: http://webarchive.nationalarchives.gov.uk/20130107105354/http://www.dh.gov.uk/en/Publicationsandstatistics/Publications/PublicationsPolicyAndGuidance/DH_074067
- 5) 赤羽恵一. 医療被ばくの現状. Innervision 2010; 25: 6-9.
- 6) 日本アイソトープ協会翻訳発行. ICRP publication 85 IVR による放射線障害の回避. 東京: 丸善, 2003.
- 7) Vano E, Fernandez Soto J. Patient dose management in digital radiography. Biomed Imaging Interv J 2007; 3(2): e26.
- 8) Cook TS, Zimmerman SL, Steingall SR, et al. RADIANCE: An automated, enterprise-wide solution for archiving and reporting CT radiation dose estimates. Radiographics 2011; 31(7): 1833-1846.
- 9) Noumeir R. Benefits of the DICOM modality performed procedure step. J Digit Imaging 2005; 18(4): 260-269.
- 10) Marshall NW, Chapple CL, Kotre CJ. Diagnostic reference levels in interventional radiology. Phys Med Biol 2000; 45(12): 3833-3846.
- 11) McCollough C, Branham T, Herlihy V, et al. Diagnostic reference levels from the ACR CT Accreditation Program. J Am Coll Radiol 2011; 8(11): 795-803.
- 12) Miller DL, Kwon D, Bonavia GH. Reference levels for patient radiation doses in interventional radiology: proposed initial values for U.S. practice. Radiology 2009; 253(3): 753-764.
- 13) Michielsen K, Jacobs J, Lemmens K, et al. Results of a European dose survey for mammography. Radiat Prot Dosimetry 2008; 129(1-3): 199-203.
- 14) ICRP Pub.102 Managing Patient Dose in MDCT
- 15) DICOM diagnostic x-ray radiation dose reporting (Dose SR)
- 16) DICOM part16 content mapping resource
- 17) International Electrotechnical Commission. "IEC 60601-2-43, Medical electrical equipment Part 2-43: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures." (2010).
- 18) International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment, Part 2-44: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. Geneva: IEC; 2012. IEC 60601-2-44.
- 19) McParland BJ. Entrance skin dose estimates derived from dose-area product measurements in interventional radiological procedures. Br J Radiol 1998; 71(852): 1288-1295.
- 20) Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, et al. National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol 2006; 79(948): 968-980.
- 21) Guidance on the establishment and use of "Diagnostic Reference Levels" (DRLs) as the term is applied in the Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulation 2000 http://webarchive.nationalarchives.gov.uk/20130107105354/http://www.dh.gov.uk/prod_consum_dh/groups/dh_digitalassets/@dh/@en/documents/digitalasset/dh_074099.pdf
- 22) ACR-AAPM Practice guideline for diagnostic reference levels and achievable doses in medical X-ray imaging. Revised 2013 (Resolution 47)
- 23) Amis ES, Butler PF, Applegate KE, et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. J Am Coll Radiol 2007; 4(5): 272-284.
- 24) Authority, Swedish Radiation Protection. "Regulations and general advice on diagnostic standard doses and reference levels within medical X-ray diagnostics." Stockholm: Swedish Radiation Protection Authority (2002).
- 25) Treier R, Aroua A, Verdun FR, et al. Patient doses in CT examinations in Switzerland: implementation of national diagnostic reference levels. Radiation protection dosimetry 2010; 142(2-4): 244-254.
- 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 Report R 200 (London: HMSO)
- 27) IPSM/NRPB/CoR. National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology (Chilton: NRPB) (1992).
- 28) Hart D. Doses to patients from medical x-ray examinations in the UK-1995 review. Chilton: National Radiological Protection Board, 1996
- 29) Connolly P, Moores BM. Establishing local reference dose values and optimisation strategies. Radiat Prot Dosimetry 2000; 90(1-2): 229-234.
- 30) Charnock P, Moores BM, Wilde R. Establishing local and regional DRLs by means of electronic radiographical X-ray examination records. Radiat Prot Dosimetry 2013; 157(1): 62-72.
- 31) 森 剛彦, 武藤裕衣, 佐藤 斉, 他. X線診断撮影条件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案. 日本医放会誌 2000; 60(7): 31-37.
- 32) Hart D, Hillier MC, Wall BF, NRPB - W14 Doses to Patients from Medical X-Ray Examinations in the UK: 2000 Review 2002; <http://www.hpa.org.uk/Publications/Radiation/NRPBArchive/NRPBWSeriesReports/2002nrpbw014/>
- 33) International Commission on Radiation Units and Measurement (ICRU) Report.74
- 34) 鈴木昇一, 赤羽恵一, 浅田恭生, 他. 日本放射線技術学会平成 21 年度学術調査報告 医療被ばく評価単位の検討. <http://www.jsrt.or.jp/data/activity/gakujyutu/report-h21/>
- 35) European Commission Radiation Protection N 154
- 36) 鈴木真人. 被ばく情報の利活用に関する動向. 日放技学誌 2013; 69(6): 717-718.
- 37) Miller DL, Balter S, Cole PE, et al. Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study part I: overall measures of dose. J Vasc Interv Radiol 2003; 14(6): 711-727.
- 38) 日本放射線技術学会. HIS・RIS・PACS-モダリティ間 予約, 会計, 照射録情報連携指針.

問合せ先

〒 814-0180 福岡市城南区七隈 7-45-1
福岡大学病院放射線部 上野登喜生