

医療情報管理の立場から  
現場での患者被ばく線量管理システム構築の実践に向けて

～診療放射線技師は、誰に何を伝えるべきなのか～

2015.7.5  
大阪大学大学院 医学系研究科  
山本勇一郎

医療情報管理の立場から、最近の技術動向を解説しつつ、現場での患者被ばく線量管理システム構築の実践に向け、現在の製品で、どのような管理や情報提供が行えるのかを解説します。

そして、診療放射線技師は、誰に何を伝えるべきなのか、について議論できれば幸いです。

### 技術のお話

1. RDSR (Radiation Dose Structure Report) の活用

### 製品のお話

2. 被ばく線量管理システムの設計開発コンセプト

### 気持ちのお話

3. 診療放射線技師は誰に何を伝えるべきなのか

# 医療被曝抑制へ基準

## X線・CT検査 病院で線量に差

CT検査やX線検査の放射線被曝の抑制策をめぐり、医療従事者や患者の健康を守るため、日本放射線学会が「医療被曝抑制ガイドライン」を策定した。X線検査やCT検査の線量に差があることが明らかになった。

ガイドラインによると、X線検査の線量は、検査の種類や部位によって異なる。例えば、胸部X線検査の線量は、1回の検査で約0.02mSv（ millisievert ）とされている。一方、CT検査の線量は、検査の種類や部位によって異なるが、胸部CT検査の線量は、1回の検査で約7mSvとされている。

また、ガイドラインでは、X線検査やCT検査の線量を抑制するための具体的な対策も示されている。例えば、検査の必要かどうかを慎重に判断することや、検査の技術者による線量の管理などである。

日本放射線学会は、このガイドラインを全国の医療機関に普及させ、医療被曝の抑制を図りたいとしている。

# 医療被曝 どう減らす

## CT検査など統一基準

### 工夫次第で抑制可能

放射線被曝の抑制策をめぐり、日本放射線学会が「医療被曝抑制ガイドライン」を策定した。X線検査やCT検査の線量に差があることが明らかになった。

ガイドラインによると、X線検査の線量は、検査の種類や部位によって異なる。例えば、胸部X線検査の線量は、1回の検査で約0.02mSvとされている。一方、CT検査の線量は、検査の種類や部位によって異なるが、胸部CT検査の線量は、1回の検査で約7mSvとされている。

また、ガイドラインでは、X線検査やCT検査の線量を抑制するための具体的な対策も示されている。例えば、検査の必要かどうかを慎重に判断することや、検査の技術者による線量の管理などである。

日本放射線学会は、このガイドラインを全国の医療機関に普及させ、医療被曝の抑制を図りたいとしている。

## 最新の国内実態調査結果に基づく 診断参考レベルの設定

平成 27 年 6 月 7 日

- |              |                         |
|--------------|-------------------------|
| 医療放射線防護連絡協議会 | 日本小児放射線学会               |
| 日本医学物理学会     | 日本診療放射線技師会              |
| 日本医学放射線学会    | 日本放射線影響学会               |
| 日本核医学会       | 日本放射線技術学会               |
| 日本核医学技術学会    | 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME) |
| 日本歯科放射線学会    |                         |

協力

日本画像医療システム工業会 放射線医学総合研究所

### 3. 診断参考レベル(DRLs 2015)の数値

本報告書において提案する診断参考レベル(DRLs 2015)は以下の通り

#### 3.1 X線CT検査の診断参考レベル

##### 3.1.1 成人CTの診断参考レベル

	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	85	1350
胸部1相	15	550
胸部～骨盤1相	18	1300
上腹部～骨盤1相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注1) 標準体格は体重 50～60kg、但し冠動脈のみ体重 50～70kg  
注2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない  
より詳しい情報はCTの診断参考レベル設定の報告(P11)を参照のこと

##### 3.1.2 小児CTの診断参考レベル

	1歳未満		1～5歳		6～10歳	
	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注1) 16cm フントムによる値を示し、膵臓内に32cm フントムによる値を併記した。  
注2) CTDI<sub>vol</sub>の単位はmGy、DLPの単位はmGy·cmである。  
より詳しい情報はCTの診断参考レベル設定の報告(P11)を参照のこと

##### 3.2 一般撮影の診断参考レベル

撮影部位	入射表面線量 (mGy)	撮影部位	入射表面線量 (mGy)
頭部正面	3.0	骨盤	3.0
頭部側面	2.0	大腿部	2.0
頸椎	0.9	足関節	0.2
胸椎正面	3.0	前腕部	0.2
胸椎側面	6.0	ゲースマン法	6.0
胸部正面	0.3	マルチウス法	7.0
腰部	3.0	乳児胸部	0.2
腰部正面	4.0	幼児胸部	0.2
腰部側面	11.0	乳児股関節	0.2

より詳しい情報は一般撮影の診断参考レベル設定の報告(P16)を参照のこと

1. 患者に対する医療被ばくの**最適化**（敢えて低減とは書きません）

➡ 放射線を用いるすべての検査による確率的影響を  
できる限り最小化するための取り組み

※一般撮影においては、被ばく線量と画質の最適化も合わせて行うべき。

2. 医療被ばくの**正当化のための根拠データ**の提示

➡ 臨床医に「正当化の判断」を正しく行ってもらうための  
分かり易い患者固有の被ばく線量情報提示のための取り組み

3. 日本における被ばく線量管理に関する**研究の促進**

➡ 疫学的な大規模調査のためには、調査対象と成り得る  
**精度の高い情報が大量に収集**するための取り組み

誰が、何（誰）のために、何を管理するのか、の定義が重要！  
医療情報システムは、そんなに万能ではありません！！

5

医療情報管理の立場から、**最近の技術動向を解説**しつつ、  
現場での患者被ばく線量管理システム構築の実践に向け、  
現在の製品で、どのような管理や情報提供が行えるのかを  
解説します。

そして、診療放射線技師は、誰に何を伝えるべきなのか、  
について議論できれば幸いです。

**技術のお話**1. **RDSR (Radiation Dose Structure Report) の活用****製品のお話**

## 2. 被ばく線量管理システムの設計開発コンセプト

**気持ちのお話**

## 3. 診療放射線技師は誰に何を伝えるべきなのか

6

RDSR (Dose-SRとも称される) とは・・・

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格

#### Supplement

Supp 94 : Diagnostic X-ray Radiation Dose Reporting

Supp127 : CT Radiation Dose Reporting

Supp150 : Radiation Dose Summary Information in Radiology Reports

#### Correction Proposal

CP 1024 : Support IEC62494 Exposure Index of Digital X-ray systems(CR,XA)

CP 360 : Add higher precision X-ray Dose attributes to XA IOD

CP 687 : Dose Reporting for Mammography

被曝線量情報の送受信を目的とした新しい「規格」が次々と制定されている。

国際的な流れとして全ての放射線機器の線量情報出力は今後、RDSRとして出力される方針である。(ただし、核医学・放射線治療を除く)

PS 3.16-2011

### Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 16: Content Mapping Resource

#### ■RDSRの特徴■

- 1) DICOM Structure Reporting (構造化報告書) 形式を採用している  
→検査種別 (Xray、CT、XA) ごとに異なる線量情報や照射情報を  
テンプレート形式で扱う
- 2) DICOM規格のなかではモダリティ種別「SR」で画像データと同様に  
扱え、シリーズレベルで出力されるDICOMファイルである

Published by

National Electrical Manufacturers Association  
1300 N. 17th Street  
Rosslyn, Virginia 22209 USA

© Copyright 2011 by the National Electrical Manufacturers Association. All rights including translation into other languages, reserved under the Universal Copyright Convention, the Berne Convention for the Protection of Literary and Artistic Works, and the International and Pan American Copyright Conventions.

**X-RAY RADIATION DOSE SR IOD TEMPLATES**

The templates that comprise the X-Ray Radiation Dose SR are interconnected as in Figure A-14.

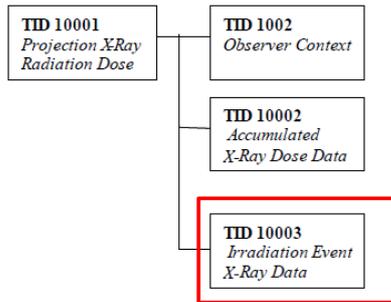


Figure A-14: X-Ray Radiation Dose SR IOD Template Structure

例えば、CR/FPDで用いられる標準化された線量指標である、EI/EIT/DIもRDSRで出力できる線量情報として定義されている。

TID 10003  
IRRADIATION EVENT X-RAY D  
Type: Extensible      Order: Si

NL	Rel with Parent	VT	Concept Name	VM	Req Type	Con	Value Set Constraint
1		CONTAINER	EV (113706, DCM, "Irradiation Event X-Ray Data")	1	M		
~ 中略 ~							
55	>	CONTAINS	NUM	EV (113845, DCM, "Exposure Index")	1	U	Units = (1,UCUM,"no units")
56	>	CONTAINS	NUM	EV (113846, DCM, "Target Exposure Index")	1	U	Units = (1,UCUM,"no units")
57	>	CONTAINS	NUM	EV (113847, DCM, "Deviation Index")	1	U	Units = (1,UCUM,"no units")



線量指標 EI : Exposure Index

IECによるEIの定義 (IEC 62494-1 Ed. 1.0)

**62B/680/CDV**  
COMITEE DRAFT FOR VOTE (CDV)  
PROJET DE COMITE POUR VOTE (CDV)  
IEC 62494-1 Ed. 1.0

Project number Numéro de projet IEC/TC or SC: <b>SC 62B</b> CE/ICE ou SC:	Secretariat / Secrétariat <b>Germany</b> Closing date for voting (Voting mandatory for P-members) Date de clôture du vote (Vote obligatoire pour les membres (P)) <b>2008-04-25</b>
Submitted for parallel voting in CENELEC <input checked="" type="checkbox"/> Soumis au vote parallèle au CENELEC	Supersedes document Remplace le document <b>62B/648/CD, 62B/679/CC</b>
Also of interest to the following committees Intéresse également les comités suivants	Functions concerned Fonctions concernées <input type="checkbox"/> Safety Sécurité <input type="checkbox"/> EMC CEM <input type="checkbox"/> Environment Environnement <input type="checkbox"/> Quality assurance Assurance qualité
CE DOCUMENT EST TOUJOURS A L'ETUDE ET SUSCEPTIBLE DE MODIFICATION. IL NE PEUT SERVIR DE REFERENCE. LES MEMBRES DU PRESENT DOCUMENT SONT INVITES A PRESENTER, AVEC LEURS OBSERVATIONS, LA NOTIFICATION DES DROITS DE PROPRIÉTÉ DONT ILS AURAIENT ÉVENTUELLEMENT CONNAISSANCE ET A FOURNIR UNE DOCUMENTATION EXPLICATIVE.	THIS DOCUMENT IS STILL UNDER STUDY AND SUBJECT TO CHANGE. IT SHOULD NOT BE USED FOR REFERENCE PURPOSES. RECIPIENTS OF THIS DOCUMENT ARE INVITED TO SUBMIT, WITH THEIR COMMENTS, NOTIFICATION OF ANY RELEVANT PATENT RIGHTS OF WHICH THEY ARE AWARE AND TO PROVIDE SUPPORTING DOCUMENTATION.
Titre : CEI 62494-1 Ed.1: APPAREILS ÉLECTROMÉDICAUX - INDICE D'EXPOSITION DES SYSTEMES D'IMAGERIE NUMERIQUE A RAYONNEMENT X Partie 1: Définitions et exigences pour la radiographie générale	Titre : IEC 62494-1 Ed.1: MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT - EXPOSURE INDEX OF DIGITAL X-RAY IMAGING SYSTEMS Part 1: Definition and requirements for general radiography
Note d'introduction	Introductory note
ATTENTION VOTE PARALLÈLE L'attention des Comités nationaux de la CEI, membres du CENELEC, est attirée sur le fait que ce projet de comité pour vote (CDV) de Norme internationale est soumis au vote parallèle. Un bulletin de vote séparé pour le vote CENELEC leur sera envoyé par le Secrétariat Central du CENELEC.	ATTENTION IEC - CENELEC PARALLEL VOTING The attention of IEC National Committees, members of CENELEC, is drawn to the fact that this Committee Draft for Vote (CDV) for an International Standard is submitted for parallel voting. A separate form for CENELEC voting will be sent to them by the CENELEC Central Secretariat.

IEC (国際電気標準会議)にて、2008年に発行

対象：デジタルX線画像システム (FPD・CR)  
\*//.やマンモ、デンタルは対象外

問題点：  
FPD/CRにおけるX線検出器の表面での空気カーマに対する線量指標が各メーカーで統一されていなかった (真数だったり対数だったり、照射線量に対して比例していたり反比例していたり・・・)

EIの定義：  
検出器に対する照射線量に対して比例する指標として定義された

$$K_{cal} = g(V_{cal})$$

$K$  : Image receptor air kerma [ $\mu\text{Gy}$ ]

$V$  : Value of interest

キャリブレーション  
によって得られた  
空気カーマ

$$EI = c_0 \cdot g(V)$$

$c_0$  : 100 [ $\mu\text{Gy}^{-1}$ ] (定数)

EI値の定義：  
キャリブレーションしたときの空気カーマを100倍した値

EI<sub>T</sub>とDIも、EIとセットで定義された

$$DI = 10 \cdot \log_{10} \left( \frac{EI}{EI_T} \right)$$

$DI$  : Deviation index (偏差指標)

$EI_T$  : Target exposure index (目標線量指標)

目標線量値 (EI<sub>T</sub>) をセットすることで、得られたEIが  
目標線量に対して適正かどうか確認するための値 (DI)

CP 1024  
Support IEC 62494 Exposure Index of Digital X-ray Imaging Systems  
Date: 2010/06/21  
Status: Final Text

Due to a problem of a unified approach to reporting exposure index across manufacturers (also called Sensitivity, IgM, REX and other), IEC and AAPM have developed documents to specify a unified approach to terminology, scales, and methods. The current fields of

Relative X-Ray Exposure (0018,1405)  
Sensitivity (0018,6000)

メーカー独自の指標

are not adequate to represent this new unified approach.

This CP adds three new fields to the standard to carry this new information for the CR and DX image IODs.

- Exposure Index
- Target Exposure Index
- Deviation Index

標準化された指標

Add reference to PS 3.3 Section 2:

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION (ISO) AND INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION (IEC)

IEC 62494-1 Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems – Part 1: Definitions and requirements for general radiography 2008.

OTHER REFERENCES

AAPM TG 116 An Exposure Indicator for Digital Radiography, Report of AAPM Task Group 116, July 2009.

メーカー間でEIに関する指標が統一されていなかったため、EXI (0018.1405) に入る値がメーカーによって異なっていた

そこで、DICOM-CP1024により、2010年に新しいTagが追加定義された

Attribute Name	Tag	Type	Attribute Description
Exposure Index <b>EI</b>	(0018,1411)	3	検出器面の関心領域における空気カーマを記載する指標 (Measure)  検出器照射線量に比例する真数で表記  キーワード: <i>Relevant Image Region</i> 臨床画像における画像関心領域の決定方法・手法については、各メーカー独自である → 標準化されていない!!
Target Exposure Index <b>EIt</b>	(0018,1412)	3	検出器特性、検査項目、診断目的などに依存して決定される目標EI値
Deviation Index <b>DI</b>	(0018,1413)	3	EItに対するEIの偏差をDIとし、対数で表記 (露光量の表記と同様) 適正露光: 0、露光不足: 負値、露光オーバー: 正値

PS 3.6-2011		PS 3.6-2011		PS 3.6-2011 <sup>199</sup>	Page 27
Digital Imaging and Communications in Medicine	(0018,1312)	In-plane Phase Encoding Direction	InPlanePhaseEncodingDirection	CS	1
Part 6: Data Dictionary	(0018,1314)	Flip Angle	FlipAngle	DS	1
	(0018,1315)	Variable Flip Angle Flag	VariableFlipAngleFlag	CS	1
	(0018,1316)	SAR	SAR	DS	1
	(0018,1405)	Relative X-Ray Exposure	RelativeXRayExposure	IS	1
	(0018,1411)	Exposure Index	ExposureIndex	DS	1
	(0018,1412)	Target Exposure Index	TargetExposureIndex	DS	1
	(0018,1413)	Deviation Index	DeviationIndex	DS	1
	(0018,1404)	Exposures on Plate	ExposuresOnPlate	US	1
	(0018,1405)	Relative X-Ray Exposure	RelativeXRayExposure	IS	1
	(0018,1411)	Exposure Index	ExposureIndex	DS	1
	(0018,1412)	Target Exposure Index	TargetExposureIndex	DS	1
	(0018,1413)	Deviation Index	DeviationIndex	DS	1
	(0018,1450)	Column Angulation	ColumnAngulation	DS	1
	(0018,1460)	Tomo Layer Height	TomoLayerHeight	DS	1
	(0018,1470)	Tomo Angle	TomoAngle	DS	1

Published by  
National Electrical Manufacturers Association  
1300 N. 17th Street  
Rosslyn, Virginia 22209 USA

© Copyright 2011 by the National Electrical Manufacturers Association. All rights reserved. This document is the property of the National Electrical Manufacturers Association and is loaned to you. It is not to be distributed, copied, or otherwise used without the express written permission of the National Electrical Manufacturers Association. This document is provided under the terms of the Universal Copyright Protection of Literacy and Artistic Works, and the International Copyright Protection of Literacy and Artistic Works.

- Standard -

## 医療機器業界の対応

NEMA（米国）、COCIR（欧州）、JIRA（日本）の3工業会共同声明

- 2010年、まずはCTから。その他機器も推進していく。
- X線撮影装置はRDSRを出力する。
- システムフローは、IHE-RADのREMプロファイルを用いる。
- IT業界に対しても、JIRAからの要請文書が発行されている。

CT被曝線量表示でのIHE対応に関する  
画像診断機器業界からIT業界に対する要請について

### 画像診断業界からの提言

電離放射線照射線量のレポートは患者安全に関する重要なプロセスである。これが病院で実行されるためには画像診断機器と医療ITとの間での協調した製品への実装が必要である。

画像診断機器業界はDICOM Dose SR communication protocol と IHE REM (Radiation Exposure Monitoring) Integration Profile を包括的で自動的な線量レポートの相互運用手順の提案として推奨する。

この文書は医療ITソフトの製造者に対しIHE REMに準拠したインターフェースを早期に製品に取り入れるように要請するものである。これが彼らの製品が現在の医療用CTと協調して行っているインターフェース開発の継続ともなる。

CT以外のX線機器の線量レポートのワークフローは検討される必要がある。

Integrating the Healthcare Enterprise



IHE Radiology Technical Framework

Volume 1

(IHE RAD TF-1)

Integration Profiles

Revision 11.0 – Final Text  
July 24, 2012

この要請に対応した「被曝線量管理システム」が、2014年4月以降、  
(ようやく)購入できるシステムとしてリリースされた。

IHE-RAD-TF (REM Profiles)

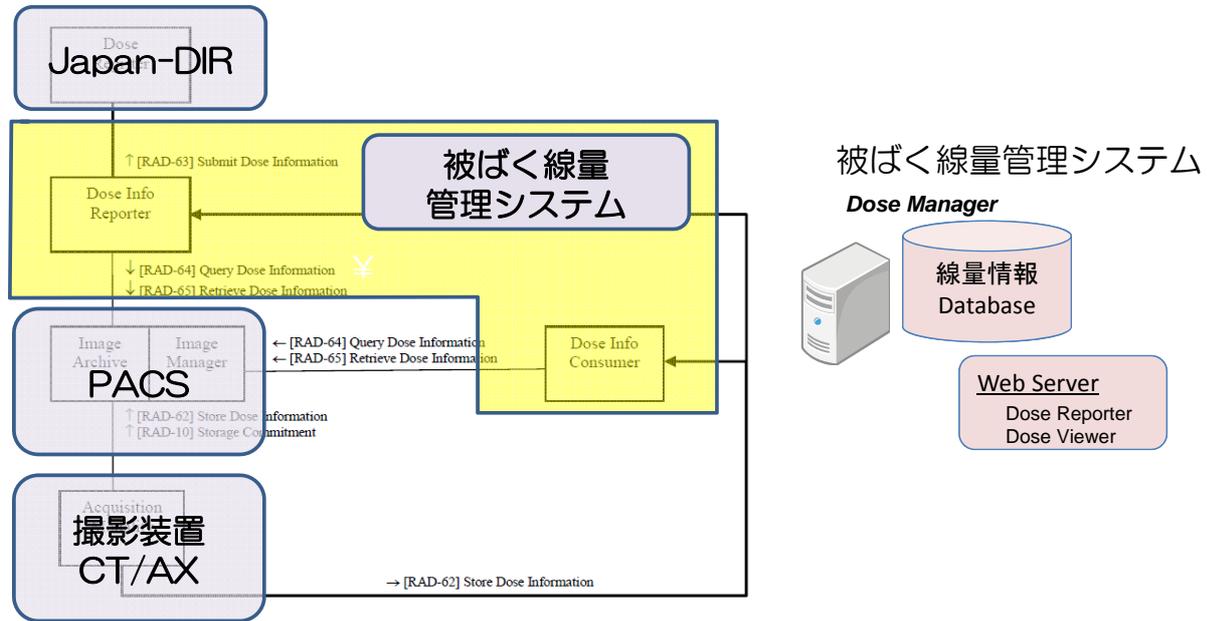


Figure 22.1-1: Radiation Exposure Monitoring - Actor Diagram

医療機器業界の対応

IECがRDSR出力を義務化することで、より一層の普及が期待される

モダリティ	発行年	IEC規格	RDSRに関する表記内容
XA 透視・血管造影装置	2010年	IEC-60601-2-43 ed.2	義務化
CT	2012年	IEC-60601-2-44 ed3.1	努力目標
一般撮影装置	2013年	IEC 62494-1 IEC 60601-1-3 Ed. 2.1	確認中

今後の活動未通し

モダリティ	発行年	IEC規格	内容
CT	検討中	IEC-60601-2-44	新線量指標：SSDE (Size Specific Dose Estimation) の導入検討

被ばく線量情報を出力する装置側、受信するシステム側の準備は、徐々に整ってきつつある。

- ①これらの情報を保存・伝達するPACSの対応状況はどうか？
- ②被ばく線量情報を利用する側の（ココロ？アタマ？）準備はどうか？

医療情報管理の立場から、最近の技術動向を解説しつつ、現場での患者被ばく線量管理システム構築の実践に向け、**現在の製品で、どのような管理や情報提供が行えるのか**を解説します。

そして、診療放射線技師は、誰に何を伝えるべきなのか、について議論できれば幸いです。

**技術のお話**

1. RDSR (Radiation Dose Structure Report) の活用

**製品のお話**

2. 被ばく線量管理システムの設計開発コンセプト

**気持ちのお話**

3. 診療放射線技師は誰に何を伝えるべきなのか

被ばく線量管理システムあれこれ

循環器領域で従来から実施されてきた被ばく線量管理ソリューションを提供する製品例



東芝メディカルシステムズ  
線量トラッキングシステム  
DoseRite DTS

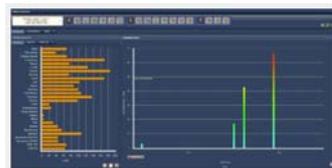


フォトンメディカルイメージング  
被ばく線量レポートシステム  
KADA Report

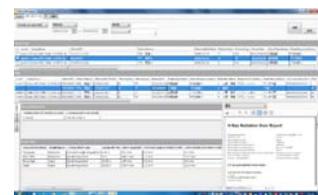
2014年4月以降に発売された医療被ばく線量管理システムの製品例



GEヘルスケア・ジャパン  
線量最適化ソリューション  
Dose Watch



パイエル (日本メドラッド)  
X線線量管理システム  
Radimetrics



イメーション (開発元: キュアホープ)  
被ばく線量管理システム  
Dose Manager

輸入品

国産

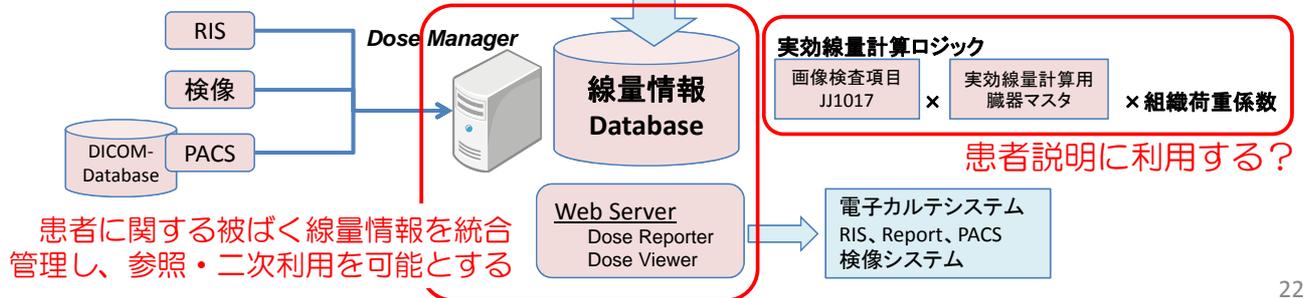
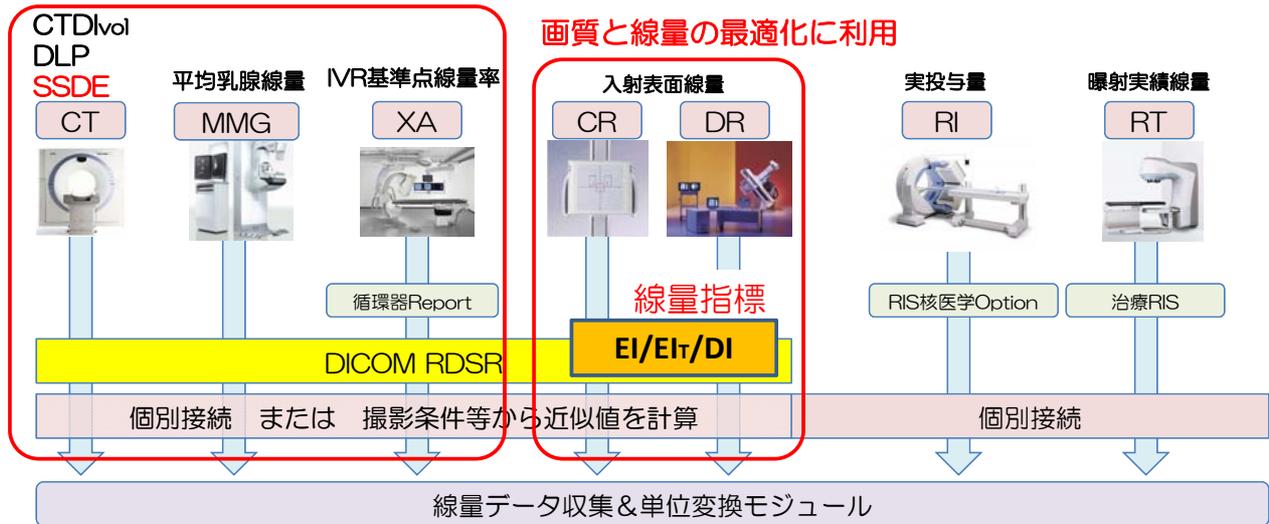
# Dose Managerによる被ばく線量管理

## システム設計コンセプト



### 被ばく線量管理システムによる線量情報の収集と利用

#### 装置管理、被ばく線量の最適化に利用



患者に関する被ばく線量情報を統合管理し、参照・二次利用を可能とする

## JIS T 60601-2-63:201X 「歯科口外法用X線装置の基礎安全及び基本性能」

JIS規格詳細画面			
規格の閲覧	T60601-2-63_01(PDFファイル:1350KB別ウィンドウでリンク)		
規格番号	JIS T 60601-2-63		
規格名称	医用電気機器-第2-63部:歯科口外法用X線装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項		
英文名称	Medical electrical equipment-Part 2-63: Particular requirements for the basic safety and essential performance of dental extra-oral X-ray equipment		
主務大臣	経済産業	主務大臣	厚生労働
部会名	標準部会	(部会長名)	稲葉 敦
専門委員会名	医療用具技術	(委員長名)	甲田英一
WG名		(WG主査名)	
制定年月日	2014/03/01	最新確認年月日	
原案作成団体	一般社団法人 日本医療医療システム工業会	原案作成団体(共同提案者)	一般社団法人 日本規格協会
関係団体名	公益社団法人 日本放射線技術学会	関係団体名	
JIS二解説	この規格は、歯科口外法用X線装置の基礎安全及び基本性能について標準化を行い、生産及び使用の合理化、品質の向上を図るために制定するものである。 主な規定項目は、次のとおりである。 1. 適用範囲 2. 引用規格 3. 用語及び定義 4. 一般要求事項 5. 電磁両立性 一要求事項及び試験 6. 診断用X線装置における放射線防護		
制定改正JIS概要			

【適用範囲】

CTCB、パノラマ装置、頭蓋計測用装置

【制定年月日】

2014年 3月 1日

JISが制定されたことで、パノラマ・セファロ・口内法装置の認証基準が改訂されます。

→今後、新しく製造されるCBCTでは、CTDIvol、DLPに加えて、DAPがコンソール上に表示されることとなります。

### ■CTに関する表示線量や線量の正確度に関する規格

<一般のCT装置>

JIS Z 4751-2-44 : 2008 「医用X線CT装置- 安全」

<CBCT>

JIS T 60601-2-63:201X 「歯科口外法用X線装置の基礎安全及び基本性能」

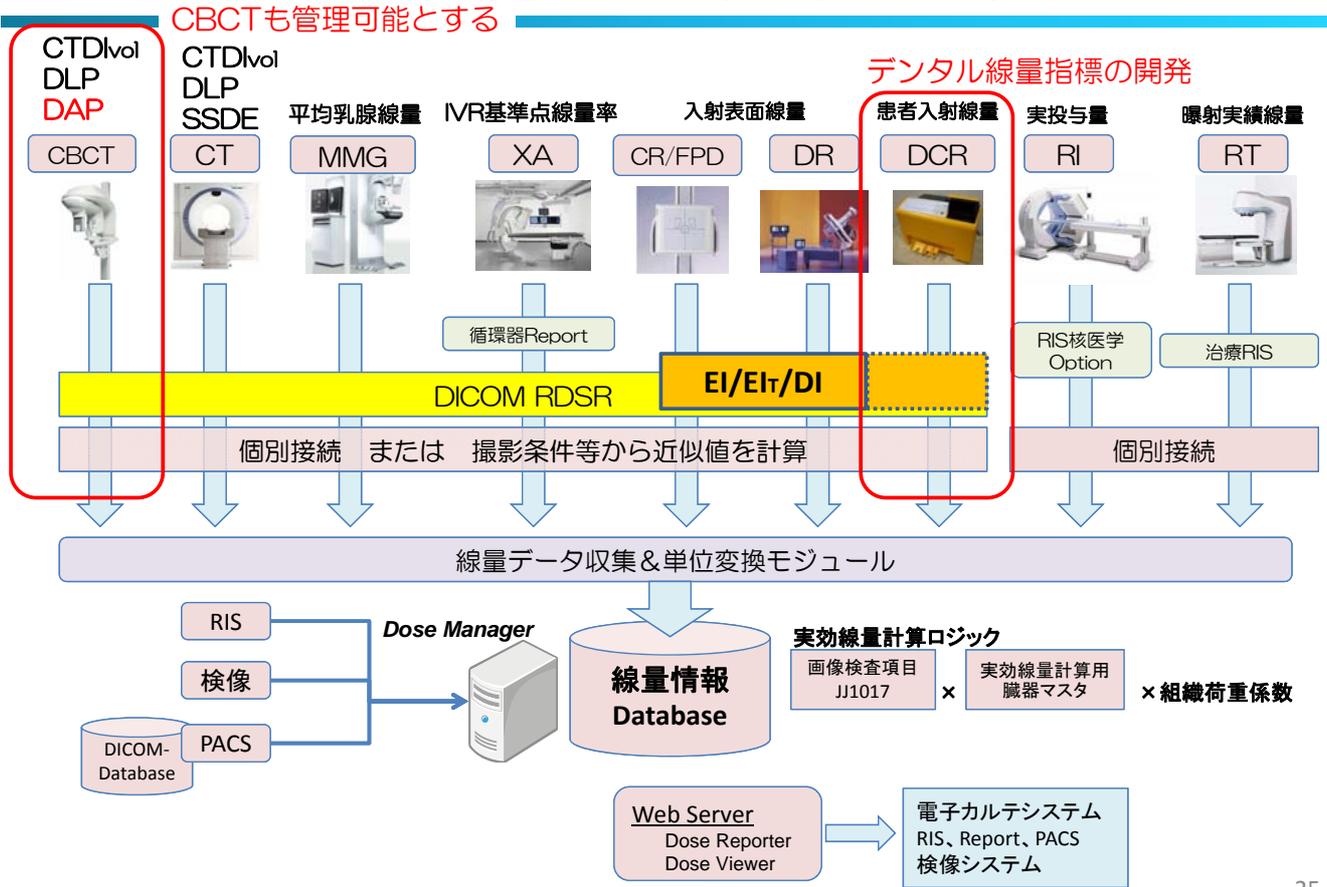
【適用範囲】 CTCB、パノラマ装置、頭蓋計測用装置

	CT	CBCT
規格	JIS Z 4751-2-44 : 2008	JIS T 60601-2-63:201X
表示線量	CTDI	空気カーマ、面積線量 (DAP)
線量の正確度	製造業者の添付文書に記載	表示値に対して±50%以下

DICOM的には、CBCTは「CT」。  
DICOM RDSRのCTテンプレートには、現在、CTDIvolとDLPが定義されているが、DAPは定義されていない。



今後、JIRAのDICOM委員会を通じて、DICOM規格拡張を提案する、といった働きかけが必要。





最新の国内実態調査結果に基づく  
診断参考レベルの設定

平成 27年 6月 7日

医療放射線防護連絡協議会	日本小児放射線学会
日本医学物理学会	日本診療放射線技師会
日本医学放射線学会	日本放射線影響学会
日本核医学会	日本放射線技術学会
日本核医学技術学会	医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)
日本歯科放射線学会	

協力

日本画像医療システム工業会 放射線医学総合研究所

公開された診断参考レベル  
モダリティ一覧

1. CT
2. 一般撮影（CR/FPD）
3. マンモグラフィ（MMG）
4. 口内法X線撮影（IO）
5. IVR（XA）
6. 核医学（RI）

1. CT
2. 一般撮影 (CR/FPD)
3. マンモグラフィ (MMG)
4. 口内法X線撮影 (IO)
5. IVR (XA)
6. 核医学 (RI)

## 調査対象・方法

### ■成人

①JRSの専門医修練機関 (712施設) を対象とし、2014年5月19日～25日のうちの任意の1日の全CT検査の撮影条件

②JARTのアンケート集計結果 (307施設) 体重65kg程度の典型的な撮影条件を記載

### ■小児

①JSRTのアンケート集計結果 (196施設) +上記②

### 1. 診断参考レベル(DRL)の数値

成人と小児のCTについて、CTDI<sub>vol</sub> (volume computed tomography dose index)およびDLP (dose length product)を対象として、下記(表1、表2)のようにDRLを定めた。

表1. 成人CTのDRL

	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単純ルーチン	85	1330
胸部1相	15	550
胸部～骨盤1相	18	1300
上腹部～骨盤1相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注1) 標準体格は体重50～60kg、但し冠動脈のみ体重50～70kg

注2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない

表2. 小児CTのDRL

	1歳未満		1～5歳		6～10歳	
	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注1) 16cmファントムによる値を示し、括弧内に32cmファントムによる値を併記した。

注2) CTDI<sub>vol</sub>の単位はmGy、DLPの単位はmGy·cmである。

装置から出力される物理量を調査数値としている。

## 目的・検査種別ごとのデータ収集モデル

### 収集目的

CT: 調査数値 CTDI<sub>vol</sub>、DLP

機器  
管理

DRL

検査被ばく  
の最適化

正当化のため  
の情報提供

個人線量  
トラッキング

### 検査依頼情報

患者基本プロフィール (性別・身長・体重)、検査日、検査項目、検査目的

### 収集対象

実患者 (臨床)

ファントム

施設標準撮影条件

### 撮影装置

### 収集数値

装置から自動収集できる数値

計測によって得られる数値

物理量の蓄積

変換係数 (式)

評価量の推定

1. CT
2. 一般撮影 (CR/FPD)
3. マンモグラフィ (MMG)
4. 口内法X線撮影 (IO)
5. IVR (XA)
6. 核医学 (RI)

調査対象・方法

デジタル装置データのみ。  
JSRT学会誌にて公開されている、X線診断時に患者が受ける線量の調査研究 (2011) による線量評価。

→無作為に抽出した3,000施設へのアンケート送付結果 (741施設) 回答。  
線量評価は、入射表面線量を採用。  
入射表面線量推定のため、標準体圧を撮影部位ごとに設定。

1. DRL の数値

Examinations	Entrance surface dose (mGy)
Skull	3.0
Lateral of the Skull	2.0
Cervical spine	0.9
Thoracic spine	3.0
Lateral of the thoracic spine	6.0
Chest P→A	0.3
Abdomen	3.0
Lumbar spine	4.0
Lateral of the lumbar spine	11.0
Pelvis	3.0
Femur	2.0
Ankle joint	0.2
Forearm	0.2
Guthmann	6.0
Martius	7.0
Infant chest	0.2
Child chest	0.2
Infant hip joint	0.2

アンケートにより収集した撮影条件をもとに推定値を計算。

目的・検査種別ごとのデータ収集モデル

収集目的

一般撮影：調査数値 入射表面線量

機器管理

DRL

検査被ばくの最適化

正当化のための情報提供

個人線量トラッキング

検査依頼情報

患者基本プロフィール (性別・身長・体重)、検査日、検査項目、検査目的

収集対象

実患者 (臨床)

ファントム

施設標準撮影条件

撮影装置

収集数値

装置から自動収集できる数値

計測によって得られる数値

物理量の蓄積

変換係数 (式)

評価量の推定

1. CT
2. 一般撮影 (CR/FPD)
3. マンモグラフィ (MMG)
4. □内法X線撮影 (IO)
5. IVR (XA)
6. 核医学 (RI)

調査対象・方法

日本歯科放射線学会防護委員会の調査。全国29大学歯学部・歯科大学附属病院を対象とし、撮影条件の調査と、各撮影条件における装置のコーン先端自由空中空気カーマを校正された半導体線量計で測定した結果。

表1 □内法X線撮影のDRL

撮影部位	PED (mGy) <sup>a)</sup>	
	成人 <sup>b)</sup>	小児 <sup>c)</sup>
上顎		
前歯部	1.3	0.9
犬歯部	1.6	1.0
小臼歯部	1.7	1.1
大臼歯部	2.3	1.3
下顎		
前歯部	1.1	0.7
犬歯部	1.1	0.9
小臼歯部	1.2	0.9
大臼歯部	1.8	1.1

※PED (患者入射線量) は、患者の背面散乱を含まないコーン先端自由空中空気カーマ

アンケートにより収集した撮影条件と実測値を収集。

33

目的・検査種別ごとのデータ収集モデル

収集目的

□内法X線撮影：調査数値 患者入射線量

機器管理

DRL

検査被ばくの最適化

正当化のための情報提供

個人線量トラッキング

検査依頼情報

患者基本プロフィール (性別・身長・体重)、検査日、検査項目、検査目的

収集対象

実患者 (臨床)

ファントム

施設標準撮影条件

撮影装置

収集数値

装置から自動収集できる数値

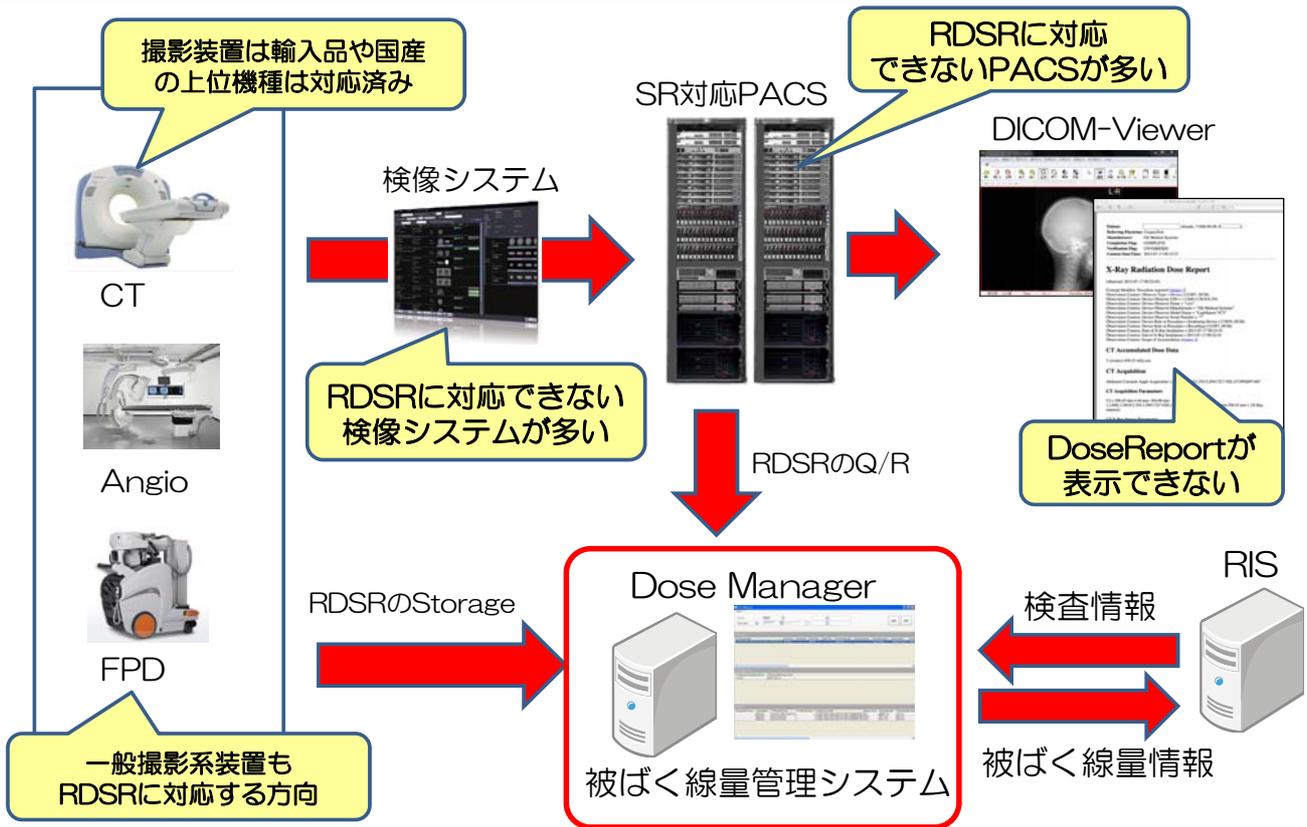
計測によって得られる数値

物理量の蓄積

変換係数 (式)

評価量の推定

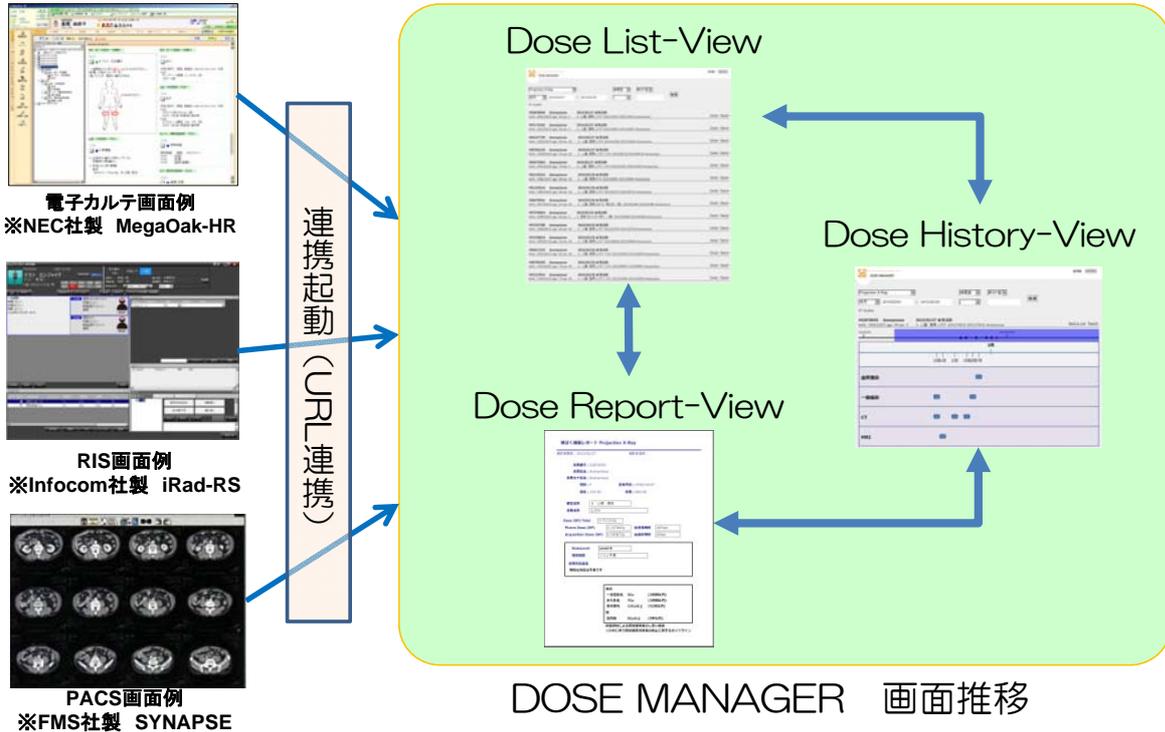
34



## Dose Managerによる被ばく線量管理

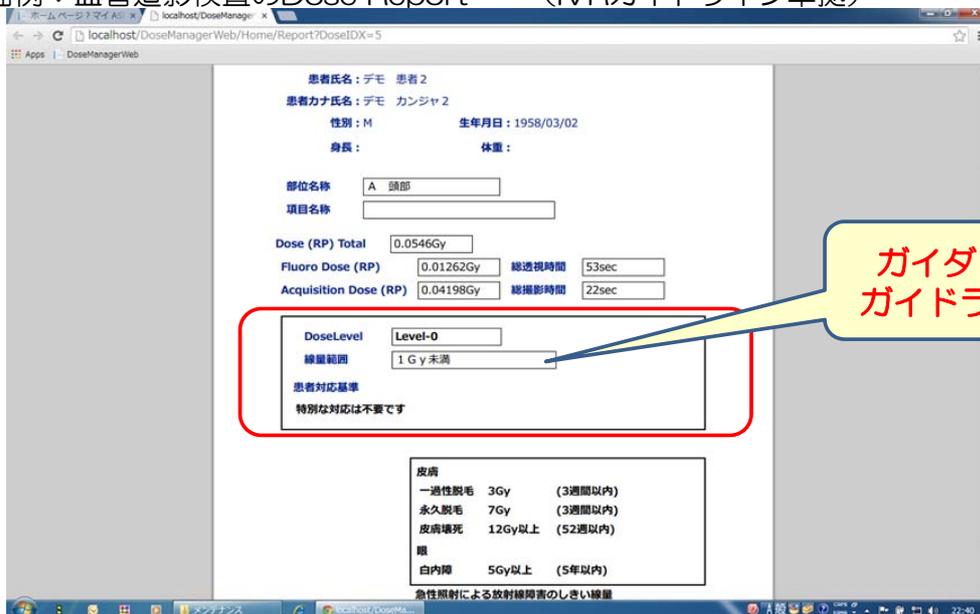
### システムの実装結果

各種業務用アプリケーションから連携起動し、Webブラウザ上で線量管理されている情報を表示する



Dose Manager画面イメージ Dose Report-View 機能  
検査単位のDose ReportをWebブラウザで他システムから連携参照

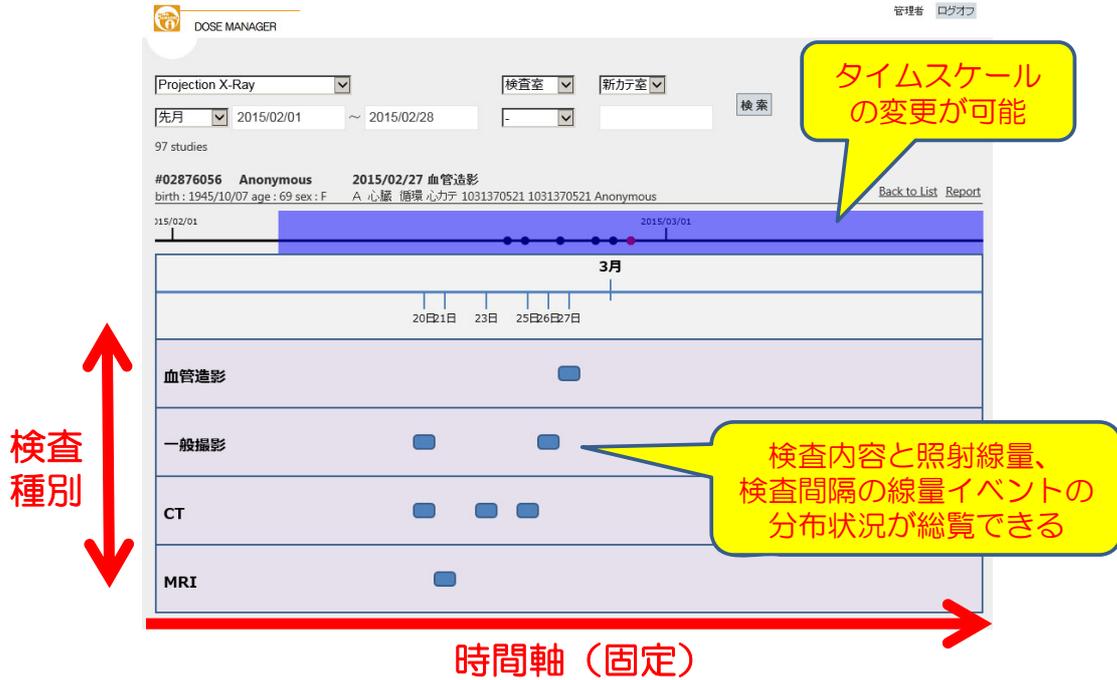
画面例：血管造影検査のDose Report (IVRガイドライン準拠)



診療記録としての保存、患者様への説明用 (レポート) として

Dose Manager画面イメージ Dose History-View機能

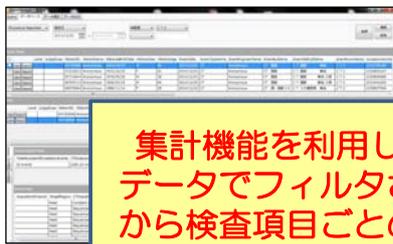
時間間軸を固定することで、特定の期間に被ばくイベントの集中が俯瞰できる



臨床医向け：放射線検査の正当化判断支援ツールとして

DRLs2015との比較方法

1. 信頼できる患者基本プロフィールが収集できている場合



集計機能を利用し、標準体型データでフィルタされたデータから検査項目ごとの施設としての被ばく線量中央値を求める



3. 診断参考レベル(DRLs) 2015の数値

本報告書において提示する診断参考レベル(DRLs) 2015は以下の通り

3.1 X線 CT 検査の診断参考レベル

3.1.1 成人 CT の診断参考レベル

検査項目	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)
頭部単断層スキャン	80	1300
頭部 1 層	15	500
頭部 1層層 1 層	18	1300
上腹部 1層層 1 層	20	1000
野廣アブドミナル	15	1000
野幅胸	80	1400

注1) 標準体型(体重 50~60kg、BMI: 20)の腹部の検査(50~50 kg)

注2) 野幅アブドミナルは、野幅野幅検査(50~50 kg)

注3) 野幅胸は、野幅野幅検査(50~50 kg)

注4) 野幅野幅検査は CT の診断参考レベル(2015)を参照のこと

3.1.2 小児 CT の診断参考レベル

検査項目	1歳未満		1-9歳		8-10歳	
	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP	CTDI <sub>vol</sub>	DLP
頭部	38	800	47	660	60	880
胸部	11 (5.5)	210 (195)	14 (7)	300 (190)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	18 (9)	400 (200)	13 (6.5)	530 (265)

注1) 16cm ランプスライス(層厚 5mm)の検査(50~50 kg)

注2) CTDI<sub>vol</sub> は、野幅野幅検査(50~50 kg)の検査(50~50 kg)

注3) 野幅野幅検査は CT の診断参考レベル(2015)を参照のこと

3.2 診断参考レベル(DRLs) 2015の数値

3.2.1 診断参考レベル(DRLs) 2015の数値

検査項目	入射線量総量 (mGy)	線量分布	入射線量総量 (mGy)
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0
頭部野幅	0.0	野幅野幅	0.0

2. 装置からのRDSRデータのみしか収集できない場合



検査単位のDose Reportで表示した値を用いる



何もしないよりは、まだマシ！！

医療情報管理の立場から、最近の技術動向を解説しつつ、現場での患者被ばく線量管理システム構築の実践に向け、現在の製品で、どのような管理や情報提供が行えるのかを解説します。

そして、**診療放射線技師は、誰に何を伝えるべきなのか、**について議論できれば幸いです。

### 技術のお話

1. RDSR (Radiation Dose Structure Report) の活用

### 製品のお話

2. 被ばく線量管理システムの設計開発コンセプト

### 気持ちのお話

3. **診療放射線技師は誰に何を伝えるべきなのか**

41

## これからの線量管理

道具（**規格、規制、ツール=情報システム**）は整いつつある

線量情報を「**より詳細に**」、「**患者単位で**」、「**自動的に**」  
収集する時代へ・・・

## 医療情報システムの活用

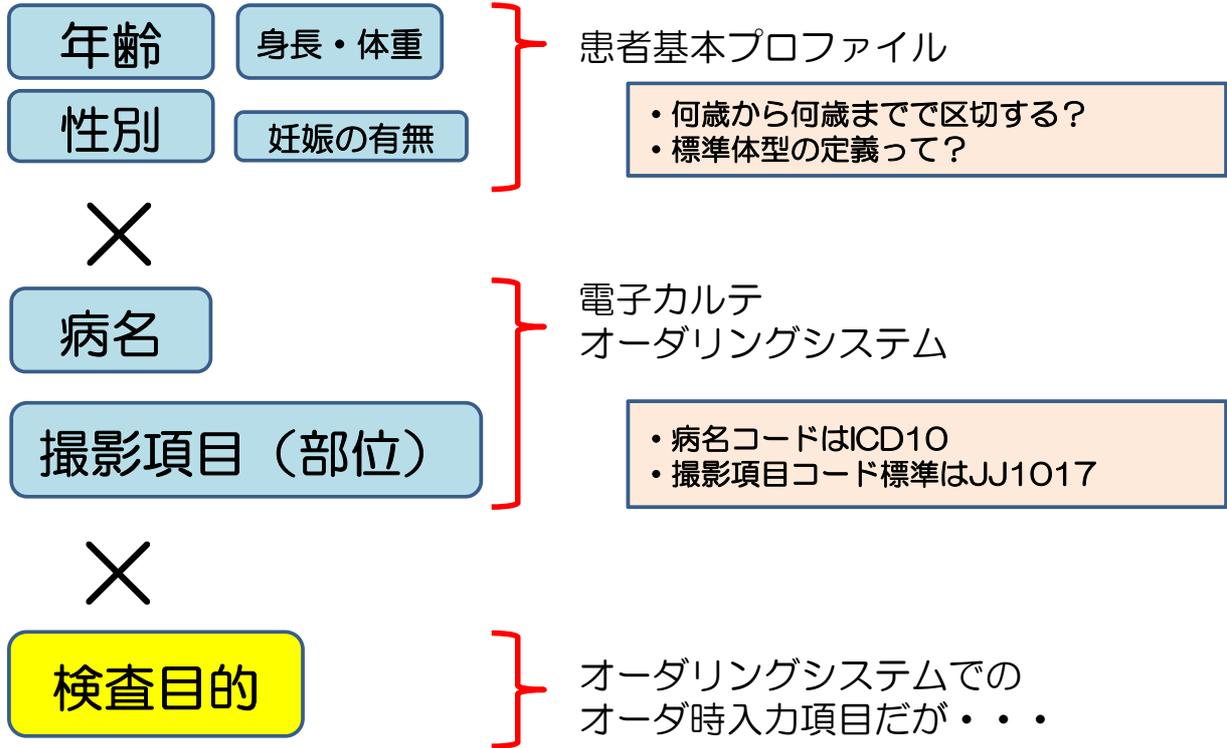
- 1) 撮影依頼情報に含まれる「**検査目的**」の重要性
- 2) **標準化された撮影オーダマスタ**に紐づけた線量情報管理
- 3) RIS/PACSで培われた**ワークフロー**のなかで実現する

## 大切なこと

**被ばく線量管理の目的と受益者を整理・明確化すること**

42

## 適正なEITを設定する際に考慮すべき環境要因の洗い出し



検査目的には、現時点で  
標準コード体系が無い！！

オーダリングシステムの検査目的マスタ

項番	検査目的マスタ項目
1	原因検索
2	入院時ルーチン
3	術前評価
4	転移検索
5	合併症の有無
6	治療効果判定
7	経過観察
8	再発検索
9	院内発生 of 転倒転落後の精査
10	内視鏡オーダ時選択

検査目的については、体系ならびに  
コード標準化の検討が必要！  
(JJ1017のコード体系に存在しない)

画質優先 (診断目的)

項番	検査目的マスタ項目
1	原因検索
3	術前評価
4	転移検索
5	合併症の有無
6	治療効果判定
8	再発検索

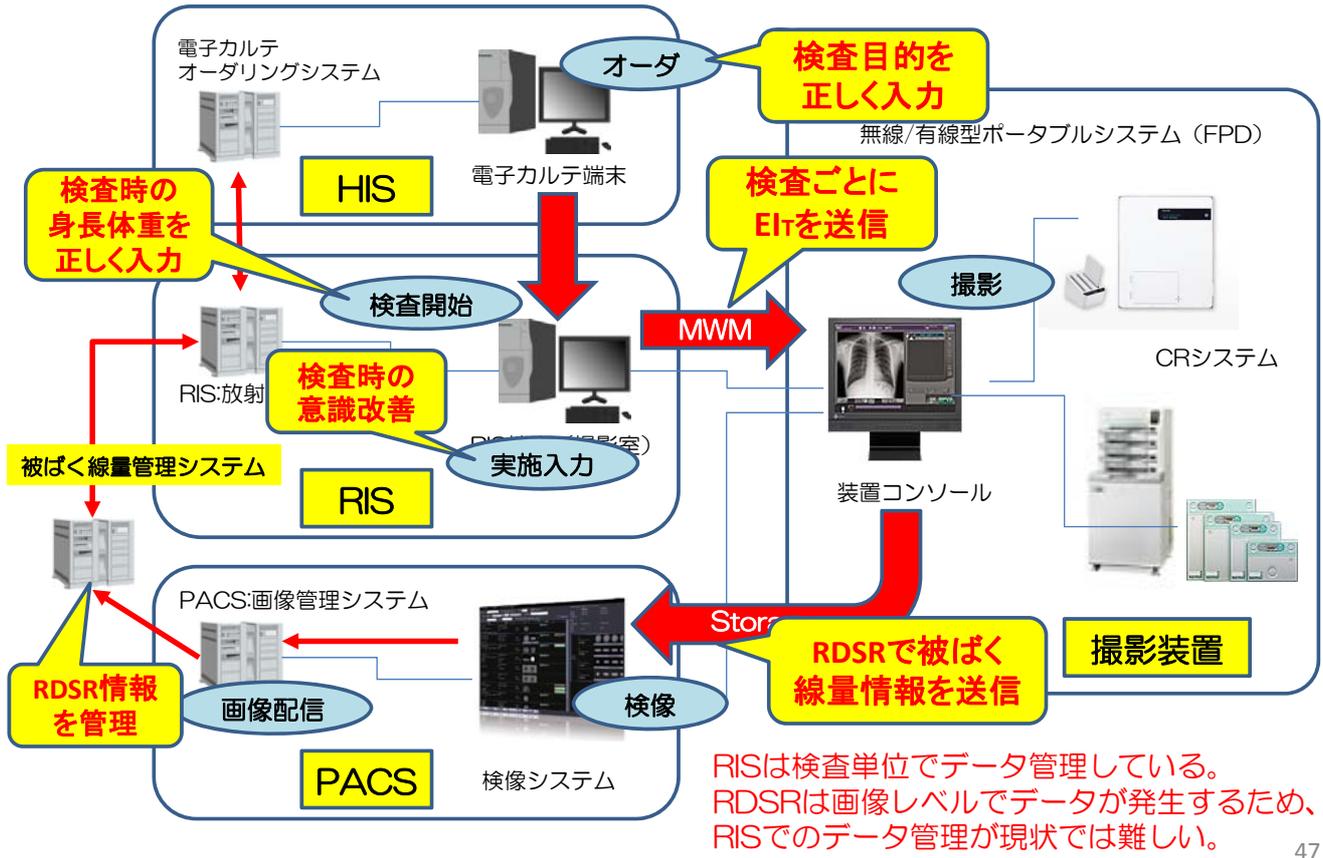
線量制御優先 (観察目的)

項番	検査目的マスタ項目
2	入院時ルーチン
7	経過観察

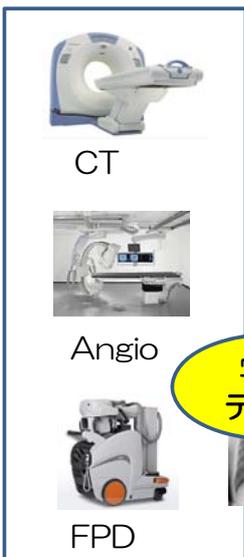
その他

項番	検査目的マスタ項目
9	院内発生 of 転倒転落後の精査
10	内視鏡オーダ時選択

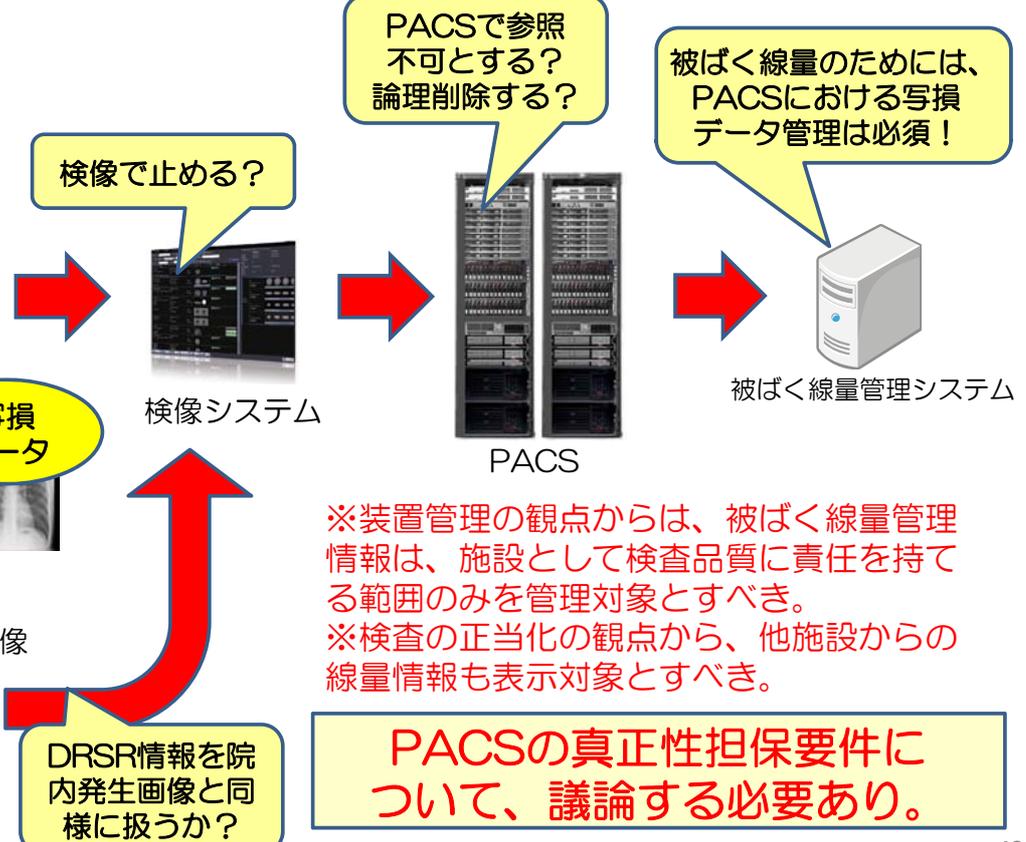




院内発生画像



院外発生の取込み画像



## 臨床において

- 医療被曝の最適化を図るため、確率的影響の最小化や、放射線検査による低線量被曝の実態調査分析を目的とした被曝線量情報の自動収集システムを構築すべき。また、収集した被曝線量情報は、臨床医や患者への説明時の根拠となるよう、Dose Reportを発信すべき。

	臨床医に対して	診療放射線技師として	患者に対して
目的	被曝線量の最適化	機器管理 画質と線量の最適化	被曝線量に関する疑問や不安の解消
単位系	Gy	Gy	Svが理解され易いがSvは患者個人線量を評価する単位系ではない
手段	<ul style="list-style-type: none"> <li>患者に関する俯瞰的な被曝線量情報の参照</li> <li>※ガイダンスレベルとの比較も有効</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>患者および検査種別ごとの俯瞰的な被曝線量情報の参照</li> <li>検査項目ごとの被曝線量情報の集計と解析</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>ガイダンスレベルやDRLと対比がされた検査単位のDose Report</li> <li>施設としての検査項目単位の標準線量情報</li> </ul>
備考	検査中、リアルタイムに確定的影響に関する線量情報を施行医に伝達することも、もちろん重要	検査目的、検査項目に関する被曝線量情報の収集解析+画質評価情報も踏まえた撮影条件の最適化	<ul style="list-style-type: none"> <li>臨床医→患者 医療被曝が正当であることの説明</li> <li>診療放射線技師→患者 施設としての被曝線量低減への取り組みや、施設標準線量情報の説明</li> <li>診療放射線技師→医師 検査正当化判断のためのアドバイス</li> </ul>

## 臨床研究において

- 匿名化された被曝線量情報を広く収集し、疫学的に分析することで、日本全体における被曝線量の最適化や、標準線量を提示するための検査項目や手技、撮影条件の検討のベースとなる情報を提供すべき。

49

## まとめ

- RDSRの普及は、被ばく線量情報の自動収集を可能とする。
- 被ばく線量情報をどのように利用すべきか、改めて議論し、正しく、効率よいデータ収集と二次利用を行うべき。
- 診療放射線技師として、ぜひ、やっておきたいこと。

- 検査時の検査目的・身長・体重情報を記録する。
- 一般撮影では、体位と体圧情報を記録する。
- 装置のキャリブレーションを定期的実施する。

日々のシステム利用のなかで、診療放射線技師が自ずと被ばくの最適化を意識できるような医療情報システムづくりをソフトウェア開発メーカーに求めていきたいと考えています。

50

---

ご清聴、ありがとうございました。



大阪大学大学院 医学系研究科  
情報統合医学講座 医療情報学

山本 勇一郎 (Yuichiro Yamamoto)  
e-mail : yamayuu-osk@umin.ac.jp