

平成29年度 SART支部合同勉強会



撮影セミナー 2018

～更なるスキルアップを目指して～

日時 2018年2月17日(土) 9:50～18:30

参加費 2,000円

会場 済生会川口総合病院 講堂(B1)  
埼玉県川口市西川口5-11-5

セッション1 10:00 ▶ 11:30	一般演題(各15分)	座長 船橋市立医療センター 石塚 瞬一 堀ノ内病院 小池 正行
-------------------------	------------	------------------------------------

- |                               |                   |        |
|-------------------------------|-------------------|--------|
| ①「新しい画像処理パラメータの画質評価」          | 埼玉県済生会川口総合病院      | 内藤 完大  |
| ②「当院における最大後屈撮影」               | さいたま市立病院          | 金子 瑠平  |
| ③「撮影室での安全な移乗～脊髄損傷者のトランスファー～」  | 国立リハビリテーションセンター病院 | 肥沼 武司  |
| ④「整形外科領域におけるEI値による至適撮影条件の管理法」 | 埼玉県済生会川口総合病院      | 岡田 翔太  |
| ⑤「重力ストレス撮影による 足関節回外外旋骨折の評価」   | 上尾中央総合病院          | 茂木 大哉  |
| ⑥「当院における全脊椎撮影」                | 獨協医科大学埼玉医療センター    | 宇津木 克弥 |

セッション2 11:40 ▶ 12:40	メーカーセッション	座長 さいたま赤十字病院 大河原 侑司
-------------------------	-----------	---------------------

「ランチョンセミナー(各社20分)」

富士フィルムメディカル株式会社  
コニカミノルタジャパン株式会社  
キャノンライフケアソリューションズ株式会社

技師講演 12:50 ▶ 13:50	MRIセッション	座長 東京警察病院 放射線科 古河 勇樹
-----------------------	----------	----------------------

- |  |              |       |
|--|--------------|-------|
| ①「脊椎MRIの基礎」                            | 東京メディカルクリニック | 荒木 智一 |
| ②「日常検査から考える脊椎MRI<br>- 更なるスキルアップのために -」 | 埼玉県済生会川口総合病院 | 丸 武史  |

セッション3 14:00 ▶ 15:00	小児撮影セッション	座長 さいたま赤十字病院 渡部 伸樹
-------------------------	-----------	--------------------

- |   |              |       |
|---|--------------|-------|
| ①「小児外傷撮影と固定方法」                                    | 埼玉県立小児医療センター | 持田 朋之 |
| ②「当院における小児全身骨撮影項目の検討<br>- 子ども虐待対応・医学診断ガイドをふまえて -」 | 埼玉医科大学病院     | 新井 舞  |

セッション4 DR 15:10 ▶ 16:10	DRセッション	座長 獨協医科大学埼玉医療センター 高橋 利聡
----------------------------	---------	-------------------------

- |                      |          |       |
|----------------------|----------|-------|
| ①「DRLを測定してみても～整形領域～」 | さいたま市立病院 | 福田 栞  |
| ②「散乱線補正処理技術の活用法」     | 埼玉医科大学病院 | 堀切 直也 |

教育講演 16:20 ▶ 17:20	「(教育講演)」	座長 越谷市立病院 村本 圭祐、上尾中央総合病院 仲西 一真
-----------------------	----------	--------------------------------

「良肢位を考慮した肩関節撮影」

春日部市立医療センター 工藤 年男

特別講演 17:30 ▶ 18:30	「(特別講演)」	座長 埼玉県済生会川口総合病院 土田 拓治
-----------------------	----------	-----------------------

「脊椎専門医からみた画像検査の役割」

埼玉県済生会川口総合病院 坂井 顕一郎 先生

※ 駐車券はございませんので 公共の交通機関をご利用ください

お問い合わせ先  
所沢ハートセンター 放射線科  
大西圭一  
04-2940-8611(代)

## 平成 29 年度 SART 支部合同勉強会 抄録集

開催日：2018 年 2 月 17 日（土）

場 所：済生会川口総合病院 講堂 B1

掲載内容：骨軟部撮影セミナー 2018 ～更なるスキルアップを目指して～

## 【掲載月】

2019 年 5 月 256 号

「新しい画像処理パラメータの画質評価」

済生会川口総合病院 内藤 完大

「撮影室での安全な移乗～脊髄損傷者のトランスファー～」

国立障害者リハビリテーションセンター病院 肥沼 武司

「重力ストレス撮影」

上尾中央総合病院 茂木 大哉

2019 年 7 月 257 号

「脊椎 MRI の基礎」

東京メディカルクリニック 荒木 智一

「日常検査から考える脊椎 MRI ～更なるスキルアップのために～」

済生会川口総合病院 丸 武史

「小児外傷撮影と固定方法」

埼玉県立小児医療センター 持田 朋之

「当院における小児全身骨撮影項目の検討」

埼玉医科大学 新井 舞

2019 年 10 月 258 号

「DRL（診断参考レベル）を測定してみて～整形外科領域～」

さいたま市立病院 福田 栞

「散乱線補正処理技術の活用法」

埼玉医科大学病院 堀切 直也

「良肢位を考慮した肩関節撮影」

春日部市立医療センター 工藤 年男

# 「DRL（診断参考レベル）を測定してみて」

～整形外科領域～

さいたま市立病院  
福田 栞

## 1. はじめに

2015年6月、日本で初の診断参考レベル：DRLs2015：Diagnostic reference level(以下、DRL)が医療被ばく研究情報ネットワーク：Japan Network Research and Information on Medical Exposures：J-RIMEより策定された。

DRLは、国際放射線防護委員会 International Commission on Radiological Protection：ICRPの諸勧告や International Atomic Energy Agency：IAEAの国際基本安全基準など、国際的な指針において診断領域の医療放射線防護の最適化ツールであるとされている。<sup>1</sup>

今回、DRLを理解し、自施設の一般撮影における撮影線量が適正か評価・検討を行った。

## 2. 診断参考レベル（DRL）とは

放射線防護の基本的な考え方は、ICRPが勧告として示している。<sup>2</sup>

ICRPの基本原則として、放射線防護の3原則がある。この原則には正当化・最適化・線量限度があり、医療被ばくでは正当化と最適化が適用され線量限度は適用されない。最適化は線量の最小化でないため、求めるべきは各々の診断に必要な画質となる。放射線防護による最適化は、個々の患者に対して、診断に支障が出ない範囲で被ばく線量の低減を図らなければならない。

ICRPにおけるDRLの定義は「調査のためのレベルの一種であり、容易に測定される量、通常は空気中の吸収線量、あるいは単純な標準ファントムや代表的な患者の表面の組織等価物質における吸収線量に適用される」<sup>3</sup>である。

DRLの数値は、国または地域ごとに調査されたデータから解析され、国ごとにDRLの値は変わる。標準体格の患者で典型的な値を調査し、標準化された測定方法を用いる。そこで観察された線量分布のパーセンタイル値に基づき、75パーセンタイル値で設定されることが多く、DRLs2015も同様である（図1）。

DRLは最適化の目的を達成するためのツールとして使用することが推奨されている。DRLの意義として最も強調すべき点は、線量限度ではないということ、そして優れた診療と劣った診療の境界ではないということである。線量限度は、超えてはならない線量値であるが、DRLは、臨床的な必要性があれば超過してもよい。また職業被ばくの線量限度とは異なり、DRLは個々の患者の被ばくを制限するものではない。患者の体重や体格により、高い線量が必要とされる場合があるからである。異常に高い線量を用いている施設を特定し、最適化のプロセスを推進するためのツールである。<sup>3</sup>

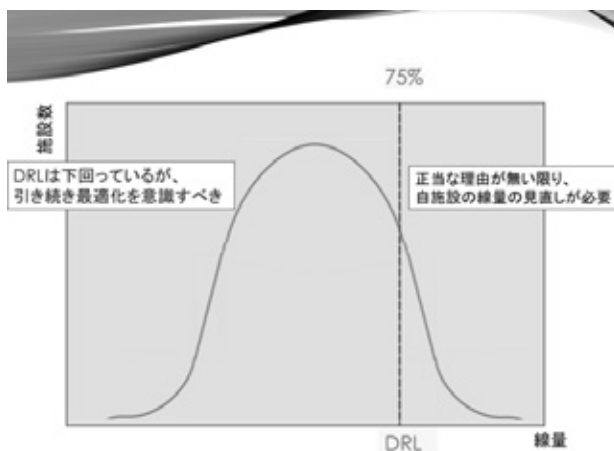


図1 線量分布のパーセンタイル点

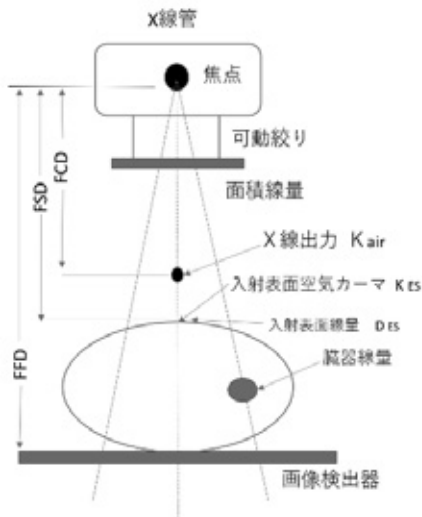
### 3. 一般撮影領域の線量評価

一般撮影領域では、入射表面線量 Entrance Surface Dose : (以下、ESD) を評価して、DRL の値と比較する。一般撮影領域の患者線量評価の幾何学配置を図2、電離箱での測定を行う場合の手順を図3に示す。測定は、電離箱を用いるのが標準である。

入射表面線量の式を式1に示す。電離箱で測定した値に、線量の校正乗数を乗じたものである。これは測定した場所から入射表面までの距離を補正したもので、空気カーマにこの値を乗じると入射表面の空気カーマになり、それに後方散乱係数を乗じて求める。

$$D_{ES} = K_{air} \times \left(\frac{FCD}{FSD}\right)^{-2} \times BSF \quad (\text{式1})^{*2}$$

$D_{ES}$  : 入射表面線量  
 $K_{air}$  : 空気カーマ  
 $BSF$  : 後方散乱係数



FFD : Focus Film Distance (焦点-フィルム間距離)  
 FSD : Focus Surface Distance (焦点-皮膚間距離)  
 FCD : Focus Chamber Distance (焦点-一定距離)

図2 患者入射表面線量評価<sup>2)</sup>

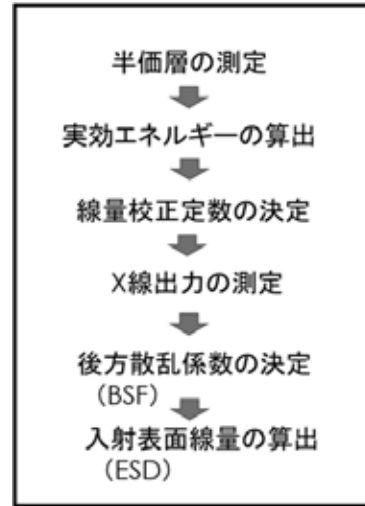


図3 電離箱線量計測定時手順<sup>2)</sup>

#### 3-1. 線量計を使用しない方法

線量計を使用しない方法として、モンテカルロ法、Numerical dose determination method : NDD 法がある。

モンテカルロ法では、X線検査をモデル化するために、画面に表示された数学ファントムの任意の位置にX線ビームの照射方向と範囲を定義し、撮影距離やX線照射条件などの計算に必要なパラメータを入力することにより臓器線量と実効線量が算出される。

次に、NDD法はX線出力に関する管電圧、管電流時間積、総ろ過、距離などをパラメータとして与えられた係数から入射表面線量を算出する方法である。このNDD法を利用した患者線量算出ソフトウェアが Estimation of patient dose in diagnostic x-ray examination : EPD であり、茨城県立大学 佐藤斉教授により開発された。それぞれの値を入力すると入射表面線量が表示される(図4)。

検査部位	体厚 (cm)	法度 1/2/3	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (sec)	管電流時間積 (mAs)
股関節(…)	18.0	1	80.0	400.0	0.04	16.0

FFD (cm)	照射野 X (cm)	照射野 Y (cm)	Al透過 (mmAl)	Cu透過 (mmCu)	総透過 (mmAl)	表面線量 (mGy)
120.0	35.0	30.0	1.5		1.5	1.7196

図4 EPD 入力例

#### 4. 整形外科領域のDRL

整形外科領域のDRLの値を表1に示す。

表1 整形外科領域のDRL値

部位	ESD(mGy)	部位	ESD(mGy)
頭蓋骨正面	3.0	大腿骨	2.0
側面	2.0	前腕	0.2
頸椎 正面	0.9	足関節	0.2
胸椎 正面	3.0	骨盤 正面	3.0
側面	6.0		
腰椎 正面	4.0		
側面	11.0		

#### 5. 使用機器

X線管装置：島津製作所 (P324DK-85)

自動可動絞り：島津製作所 (R-30H)

ファントム：MIX DP

Computed Radiography、CR装置：

コニカミノルタ (REGIUS MODEL 570)

非接続型 X線出力アナライザ Pirania：

アクロバイオ社製

線量推定ソフト EPD：

公益社団法人 茨城県診療放射線技師会

#### 6. 方法

##### 6.1. 当院の撮影条件での実測値とDRLの比較

各部位ごとにファントムの厚さ、照射野を変え半導体線量計を用いて3回ずつ測定し、平均した値をDRLの値と比較した。撮影条件と各部位の厚さ、照射野の条件を表2、表3に示す。

腰椎は臨床においてAuto Exposure Control：AECを使用しているため、人体模擬ファントムを撮影し、AECが切れた時のmAs値を適用した。焦点-検出器間距離は120cm固定で測定した。

測定時の幾何学的配置は図5と図6に示す。

表2 照射野サイズとファントム厚さ

	照射野 (cm)	厚さ (cm)
腰椎正面	29×24	20
腰椎側面	28×21	30
骨盤正面	35×30	20

表3 撮影条件

	管電圧(kV)	管電流 時間積(mAs)	時間(ms)
腰椎正面	80	25	71
腰椎側面	80	140	360
骨盤正面	80	16	40

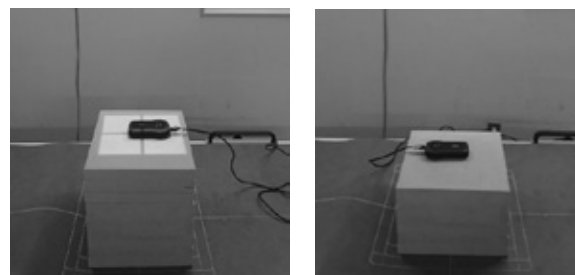


図5 ファントム厚さ (左 30cm、右 20cm)

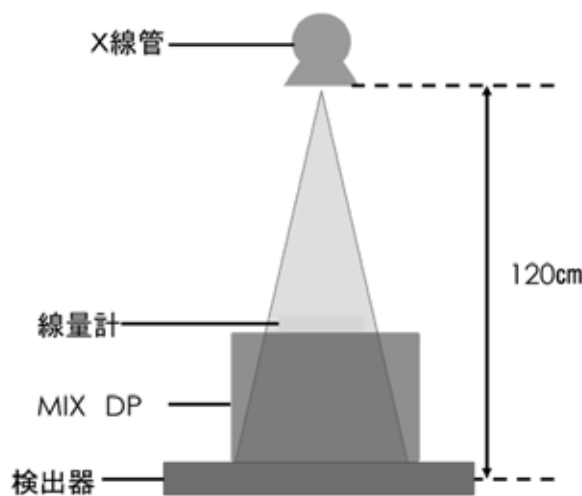


図6 測定配置図

## 6-2. EPD を使用した入射表面線量の推定

NDD 法をベースとした EPD ソフトを用い、入射表面線量の値を推定する部位の体厚、装置の種類（インバータ・三相・予備）、撮影部位、管電圧、管電流、照射時間、焦点-フィルム間距離、照射野サイズと総ろ過を入力し実際に測定した値と比較した。

## 7. 結果

6-1 の結果を表 4 に示す。

表 4 実測値と DRL の比較

	実測値(mGy)	DRL(mGy)
腰椎正面	2.6	4.0
腰椎側面	24.7	11.0
骨盤正面	2.8	3.0

腰椎正面、骨盤正面の実測値は DRL の値よりも下回っており、腰椎側面の実測値は DRL の値を大きく超えた。

6-2 の結果を表 5 に示す。

表 5 EPD による入射表面線量の推定

	実測値(mGy)	EPD(mGy)
腰椎正面	2.6	2.6
腰椎側面	24.7	19.8
骨盤正面	2.8	1.8

腰椎正面では実測値と同じ値であった。腰椎側面では約 20%、骨盤正面では約 36% の差異があった。腰椎側面と骨盤正面では実測値に対し、EPD の値がそれぞれ -19.8%、-36% であった。

## 8. 考察

8-1. 7-1 の結果について

腰椎側面の入射表面線量の値が DRL の値を大きく超えた。DRL の値から大きく逸脱してしまっているため、早急な撮影条件の最適化が求められる結果となった。ESD が DRL の値を超えた理由は、デフォルトの撮影条件の管電圧 80kV が大きな要因である。当院の撮影条件は、腰椎正面・側

面ともにプリセットが 80kV に設定されていた。そのため正面より体厚の厚くなる側面に対し、mAs のみで線量を補おうとしたことにより、ESD が DRL を大きく超えたと考える。

当院では撮影条件について最適化を図っておらず、デフォルトで撮影していた。しかし、今回のように測定を行い、評価することで撮影線量を最適化する必要があること、自施設の一般撮影に対する撮影線量の現状を把握することができた。放射線防護の観点からも最適化が行われていない状況は改善されるべきであり、当院の線量管理に対する問題が浮き彫りになった。

今後、当院では CR から Flat panel detector : FPD に移行する予定であるため、FPD 導入時には撮影条件の最適化を行うことが必須である。そのためには、スタッフ間での撮影線量に対する意識を変えていく必要がある。また撮影条件の統一がされていないため、スタッフ間で撮影条件にバラツキが生じることがある。そのため撮影距離など、撮影者間による違いをなくす教育を行う必要がある。さらに装置の保守管理についても見直しが必要で、今後は精度管理も行う必要がある。

8-2. 6-2 の結果について

EPD ソフトによる ESD の推定は、腰椎正面では実測値と同じであったが、腰椎側面と骨盤正面では差異が生じた。ESD は実際の撮影条件を入力することで推定値が算出可能であるとされている。本検討結果では腰椎側面と骨盤正面に差異が生じた。考えられる理由として、実測した撮影条件を EPD に誤入力した可能性や、導入して 10 年以上経つ X 線管の表示値と出力の乖離によるものが挙げられる。<sup>4</sup>

## 9. 結語

今回初めてESDを測定し、腰椎側面ではDRLを超える値となった。当院では、撮影条件を検討していない現状からすべてのプロトコルでDRLと照らし合わせる必要がある。

今後も撮影線量の最適化に努めていきたい。

## 謝辞

今回の線量測定にご協力いただいた済生会川口総合病院 土田さま、森さま、戸澤さま、そして測定器をお貸しいただいた済生会川口総合病院技師長 富田さまにお礼申し上げます。

またEPDソフトの掲載、使用についてのご快諾いただいた公益社団法人茨城県診療放射線技師会の佐藤さまにお礼申し上げます。

## 参考文献

- \*1) 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  
医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)
- \*2) 医療被ばくテキスト (改訂2版)  
公益社団法人日本放射線技術学会
- \*3) 診断参考レベル運用マニュアル  
医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME)
- \*4) NDD 表面線量簡易計算式の使い方  
鈴木 光昭

## 「散乱線補正処理技術の活用法」

埼玉医科大学病院

堀切 直也

### 1. はじめに

放射線と散乱線除去の歴史(表1)は Wilhelm Conrad Röntgen の X 線の発見に始まり、G.Bucky による網目状に金属箔の円筒を平行板に並べたクロスグリッドが原点とされている。

現在、DR (Digital Radiography) の普及により、X 線撮影室で撮影を行うことが困難な患者に対して病室・処置室・手術室などでの回診撮影が広く行われている。また X 線撮影では散乱線による画像のコントラスト低下を防ぐために散乱線除去用グリッドが用いられている。しかし、回診撮影において散乱線除去用グリッドを使用した場合、X 線管球とパネルとのミスアライメントにより画質の劣化を招くことがある。

こうした背景で、近年登場した技術が散乱線補正処理技術である。本技術は散乱線で低下した画像コントラストを改善するものである。本稿では、散乱線補正処理技術を使用するに当たって調査した内容や活用法について述べる。

表1 放射線と散乱線除去の歴史

～放射線と散乱線除去の歴史～	
● 1895年	W.C. Röntgen X線を発見
● 1913年	G.Bucky BuckyBlende(網目状に金属箔の円筒を平行板に並べた)
● 1920年	H.E.Potter PotterBuckyBlende(グリッドを移動させ網目を消した)
● 1923年	E.Lysholm LysholmBlende(金属板を細かく並列した平面上の静止形のグリッド)
● 2015年～	各メーカー 散乱線補正処理技術の登場

### 2. 胸部 X 線撮影における散乱線除去

胸部 X 線撮影において、かつて肺結核が国民病といわれていた頃は、肺野の濃度が重視されていた。しかし、現在は悪性新生物や心疾患が国内の死因のトップであり縦隔部のシルエットサインの描出能や心臓や縦隔と重なっている腫瘍の描出能が重要になっているとされている。

図1を見て分かるように、グリッドを使用し散乱線を除去することで血管と心臓の境界線が明瞭になり、シルエットサインの描出能や大動脈の走行が分かりやすくなる。また心臓と重なっているバーガーファントムの凸陰影が明瞭となっていることが分かる。従来から知られている通り、散乱線が画像へ与える影響は大きく、散乱線の除去は臨床画像において必要である。

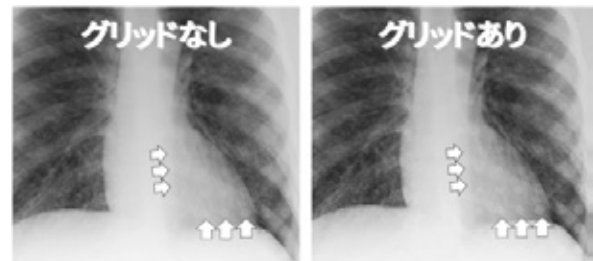


図1 グリッドありとグリッドなし

### 3. 散乱線除去用グリッドの問題点

#### 3.1. 斜入による問題

すでに知られている問題として、斜入による肺野の濃度差・コントラスト低下・鮮鋭度低下・リス目と呼ばれる縞目模様のアーチファクトが挙げられる。実際にファントムを用いて、垂直に入射した画像と約5度斜入した画像を図2に示す。比較すると左右の肺野濃度差の違いが生じ、シルエットサインの描出能低下が確認できる。濃度差は肺炎の誤診への危険性が考えられる。また、斜入の画像では、図3に示すようなリス目のアーチファクトも確認することができる。



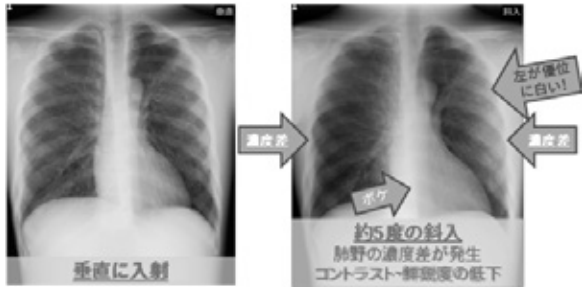


図2 垂直入射と約5度斜入の胸部画像

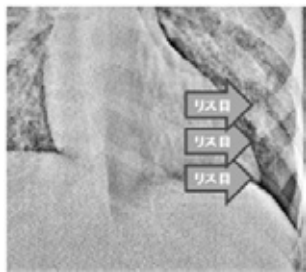


図3 5度斜入によるリス目の発生

### 3.2. MacMahon らの報告 (RadioGraphics1992)

「Laser alignment for high-quality portable radiography」

回診撮影では、X線管球とフィルムのアライメント調整が困難である点に着目し、レーザー光を用いて回診撮影のアライメント調整を行うことで精度を高めるという研究をされている。論文 (Figures11) より、回診撮影の約50%以上は3度以上のミスアライメント (斜入) 下で撮影が行われているという結果であった。加えてレーザー光を用いることで精度は向上するという報告であった。本報告から分かる通り回診撮影と斜入発生の関係性は昔より問題とされていたことが考えられる。

### 3.3. 斜入による画質低下の対策

今までは斜入による画質低下の対策として、グリッドなしで撮影や低格子比グリッドで撮影を行っていた。2015年頃より新技術として、グリッドなしで撮影し仮想的に散乱線の除去を行う散乱線補正処理技術が登場した。本技術では、グリッドを使用しないため斜入による画質低下が抑えられ、加えて後処理でグリッド比や強度を選択できるようになった。またグリッド着脱が不要なため

着脱の手間や重量がグリッド3:1使用時と比較し1kg程軽くなった。

### 4. 散乱線補正処理技術について

当院ではコニカミノルタジャパン株式会社の Intelligent Grid が導入されているため、本技術について紹介する。各メーカーにおける散乱線補正処理技術の名称を表2に示す。また、Intelligent Grid における対応部位などの仕様を表3に示す。

表2 各社の散乱線補正処理技術の名称

コニカミノルタジャパン Intelligent Grid (IG)
富士フイルムメディカル Virtual Grid (VG)
キヤノンライフケアソリューションズ Scatter Correction for CXDI Series
フィリップス・ジャパン SkyFlow

表3 Intelligent Grid の仕様

対応部位	胸部、腹部、骨盤、頭部、骨盤計測、頸椎、 胸椎、腰椎、肩関節、股関節、大腿骨
グリッド比	3:1, 6:1, 8:1, 10:1, 12:1 3:1を6:1相当へ、3:1を8:1相当へ
補正の強さ	かなり強く(+3)~普通(±0)~かなり弱く(-3)
管電圧	50kV~130kVの範囲
mAs 値	自動推定機能あり 手動設定では0.2mAs~1000.0mAs
撮影距離	自動推定機能あり 手動設定では1cm~200cm

### 4.1. Intelligent Grid の処理の基本構成

散乱線の補正方法は「画像コントラストを改善する部分」と「散乱X線成分に起因するノイズを低減する部分」に分かれている (図4)。

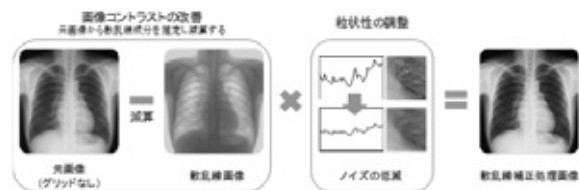


図4 処理の基本構成

4.1.1. 画像コントラストの改善

画像コントラストを改善する部分では得られた画像の画素値ごとに散乱線量を推定し、取り除く処理を行っている（図5）。

散乱線の割合は均一でなく、体厚が厚いほど多くなるため、始めに被写体厚の推定を行う。被写体厚の推定には一番厚い体厚を推定し、その後画像全体の画素値毎の被写体厚を推定している。

体厚を推定した後、部位毎・体厚毎・グリッド有無によって作成されたデータベース「体厚と散乱線含有率の組み合わせテーブル」を使用し、画素値ごとの散乱線量を推定している。

加えて、実際の画像では、散乱線含有率は周囲のさまざまな構造物から発生する散乱線の影響を受けているため、周囲の濃度分布情報を利用し精度を向上させている。

最後に元画像から画素値毎に推定された散乱線相当量の信号量を取り除くことで画像のコントラストを改善している。



図5 散乱線画像を作成する過程

4.1.2. ノイズの低減

散乱線成分に起因するノイズを低減する部分では、散乱線を推定し取り除いた画像に対しノイズ低減処理を行う。グリッドを使用した場合には、散乱線とともに散乱線の量子ノイズがカットされ、画像への影響は一次 X 線の量子ノイズが反映される。しかし、グリッドを使用しない散乱線

補正処理では、先の画像のコントラストを改善する処理により、散乱線の低周波数成分を除いただけである。従って、画像への影響は一次 X 線の量子ノイズに加えて散乱線の量子ノイズも加わり粒状が悪化している。

このため、グリッド使用時と粒状性をそろえるためにノイズ低減処理を行う。このノイズ低減処理は画像全体に均一に行われるものではなく、除去した散乱 X 線の量に応じてノイズ低減レベルを調整しながら改善を行っている（図6）。



図6 粒状性の調整

5. 散乱線補正処理技術の基礎的な評価

Intelligent Grid の物理評価として、信号検出能 IQF<sub>inv</sub> (Image Quality Figures inverse)、粒状度 NNPS (Normalized Noise Power Spectrum)、コントラスト CNR (Contrast to Noise Ratio)、鮮鋭度 MTF (Modulation Transfer Function) の測定評価を行った。

各評価項目においてファントム厚や線量を変化させた。今回の物理評価は胸部の回診撮影を想定した条件で検討を行った。

### 5.1. 信号検出能 IQFinv

mAs 値・ファントム厚に関わらず Intelligent Grid の信号検出能はグリッド使用時と比較し、同等かそれ以上であった (図7)。

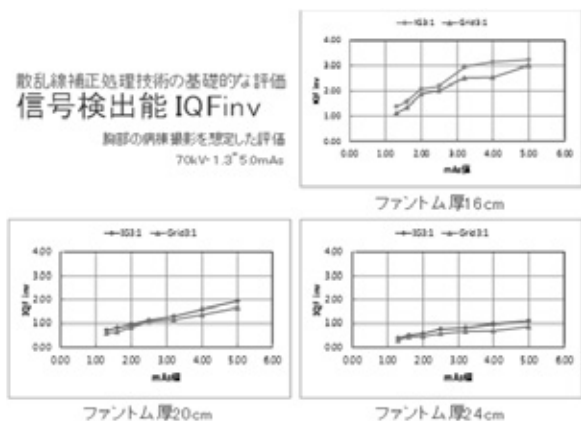


図7 信号検出能 IQFinv

### 5.2. 粒状度 NNPS

ファントム厚に関わらず、Intelligent Grid の粒状度はグリッド使用時と比較し同等かそれ以上であった (図8)。

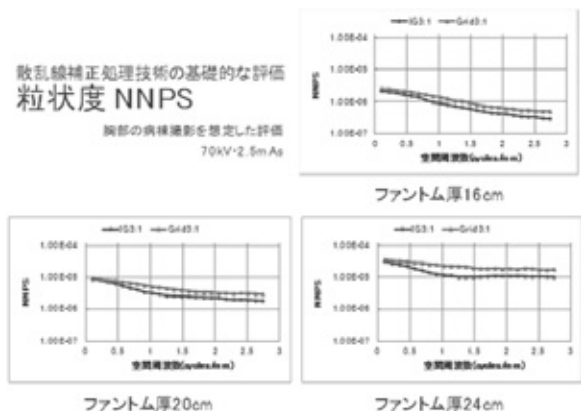


図8 粒状度 NNPS

### 5.3. コントラスト CNR・鮮鋭度 MTF

コントラストはファントム厚に関わらず、Intelligent Grid 使用時のほうが高いコントラストを示す結果となった。鮮鋭度は全ての周波数域において同等程度の値を示した (図9)。

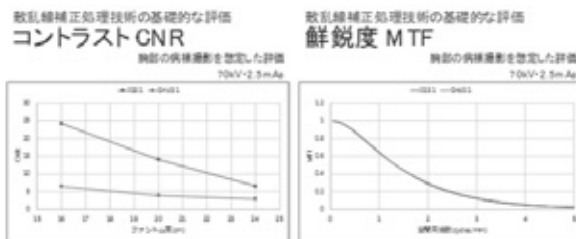


図9 コントラスト CNR・鮮鋭度 MTF

### 5.4. CNR 測定結果から考えられること

低格子比グリッドの使用では、体厚による散乱線除去の限界があると考えられ、体厚が増すとコントラストの維持が困難であると考えられた。Intelligent Grid では、体厚に応じて散乱線の除去量を調整しているため体厚によるコントラストの低下が大きく見られなかったと考えられる。しかし、散乱線除去量が多くなるに連れて粒状性が悪化することも考えられるため、適正な撮影条件下での散乱線補正処理の使用は必要であると考えられる (図10)。

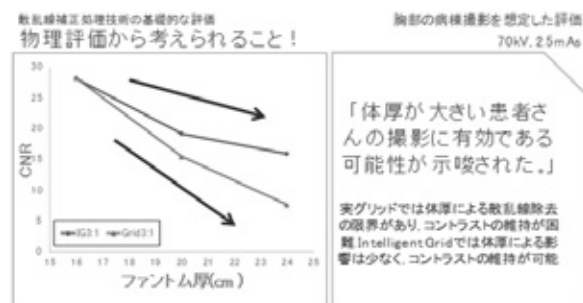


図10 CNR 測定結果から考えられること

### 5.5. IQFinv 測定結果から考えられること

IQFinv に着目してみると、胸部回診撮影で約17%の線量低減の可能性が示唆された。しかし、実際の臨床において、この1割ほどの線量の低減は、視覚評価などを踏まえた上で、総合的に判断する必要があると考えられる (図11)。

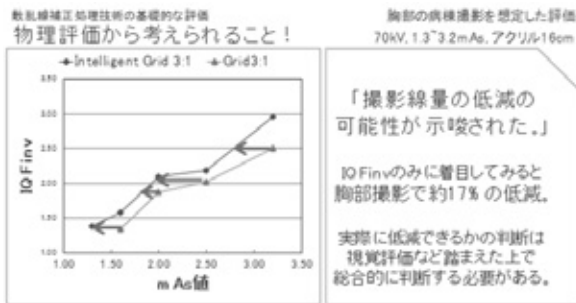


図11 IQFinv測定結果から考えられること

## 6. 散乱線補正処理技術の応用的な評価

### 6.1. 撮影線量は変えずに Intelligent Grid の格子比を高くすると？

Intelligent Grid は撮影後に格子比を自由に選択できる。現在使用している線量を変更せず格子比を上げることで画質向上の結果が得られた場合、デフォルト設定の格子比を上げる検討をしたほうが良いと考えたため本評価を行った。結果、線量を上げずに Intelligent Grid の格子比だけを上げると画質は同等かそれ以下になることが分かった(表4)。これは実グリッド使用時と同様に格子比を上げると散乱線の除去量が増加するため、画像に寄与する X 線の不足により粒状性・コントラストが悪くなったと考えられた。以上より、散乱線補正処理においてもグリッド使用時と同様に撮影線量に見合った格子比の選択を行う必要性が分かった。

表4 格子比のみ変化させた時の物理評価

散乱線補正処理技術の応用的な評価  
撮影線量は変えずにIGの格子比を上げると？

評価項目	胸部条件(70kV 2.5mAs)	腹部条件(80kV 5.0mAs)
IQFinv	IG3:1 ≒ IG8:1	IG3:1 ≒ IG8:1
NNPS	IG3:1 > IG8:1	IG3:1 > IG8:1
CNR	IG3:1 > IG8:1	IG3:1 > IG8:1
MTF	IG3:1 ≒ IG8:1	IG3:1 ≒ IG8:1

### 6.2. 「散乱線補正処理で設定した管電圧」と「実際に撮影した管電圧」が異なると？

散乱線補正処理にて設定した管電圧と撮影時の管電圧に乖離を生じると、どのような影響があるか検討を行った。

#### 6.2.1. 散乱線含有率に着目

実際の撮影より過大な管電圧の設定を行った場合、散乱線の除去力が高くなっている結果となった。また実際の撮影よりも過小な管電圧の設定を行った場合は散乱線の除去力は低くなり、グリッドなしと同等の散乱線の含有率となった。

散乱線含有率だけに着目してみると、過少設定では散乱線の除去はできていないため画質の低下を生じていると考えられ、過大設定では散乱線の除去が多く行われ、画像への散乱線による画質の低下の影響は少ない結果となった(図12)。

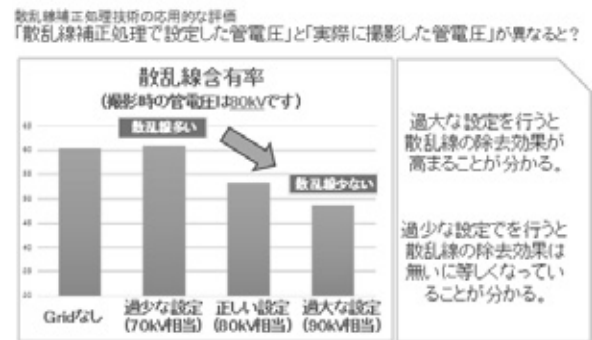


図12 散乱線含有率

#### 6.2.2. 粒状性に着目

散乱線含有率の検討に加えてNNPS測定を行った。結果は実際の撮影よりも過大な設定を行った場合は粒状性が悪くなった。これは過大な設定をしたことにより散乱線が多く発生していると誤認識し除去量が増したため、一次 X 線の不足により粒状性が悪くなったと考えられた。

逆に実際の撮影よりも過少な設定をした場合は粒状性が良くなる結果となった。粒状性が改善した理由は、散乱線補正処理の粒状性の調整(4.3.2.参照)が行われた影響であると考えられた。散乱線の除去が行われていない画像に対して、粒状性の改善が見られるということは鮮鋭度の低下の危険性が示唆される。

#### 6.2.3. まとめ

散乱線補正処理で設定した管電圧と撮影時の管電圧に乖離を生じると、散乱線の除去効果が得られないだけでなく鮮鋭度の低下や、粒状性が悪化してしまう危険性が考えられたため、実際に使用した管電圧に設定することが重要であることが考

えられた (図 13)。

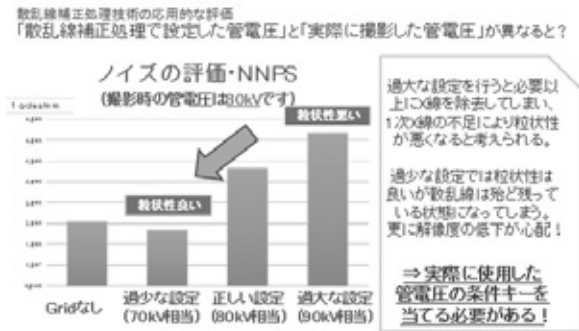


図 13 粒状性

## 7. 散乱線補正処理技術の臨床への活用

### 7.1. 手術室における胆道造影撮影

【現状】 当院では術中の胆道撮影において胆管の重なりを減らすために寝台を「フラット」および「頭低位 (もしくは頭高位)」の体位で撮影を行っている。覆布が全身にかかった状態であるため、X線の斜入を生じやすい環境となっている。斜入を考慮し3:1の低格子比のグリッドを使用していたが、低格子比では散乱線の除去力が弱いいため、鮮鋭度・コントラストの低い画像となっていた。

【検討方法】 現状と同じようにグリッドありで撮影し、処理にて仮想格子比を上げる機能を用いて画質の改善を調べた。格子比をグリッド3:1から6:1相当の画質へ処理したものと、格子比をグリッド3:1から8:1相当の画質へ処理したものを調査した。

【結果】 グリッド3:1のみと比較して、Intelligent Grid 6:1相当や8:1相当の画像が高コントラストであった。また体厚が厚くX線の吸収が多い椎体に重なっている総胆管においても高コントラストに描出されており有用であると考えられた。肝内胆管の末梢においても、仮想格子比が高くなるに連れて描出能が高くなっており、有用性が高いことが分かった (図 14、図 15)。

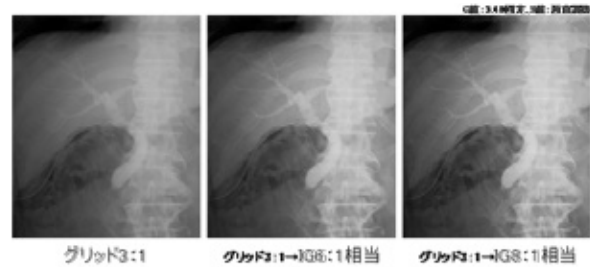


図 14 仮想格子比上げた画像

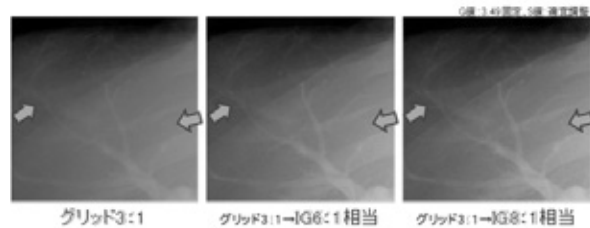


図 15 仮想格子比上げた画像 (拡大)

### 7.2. 手術室における肩関節撮影

【現状】 当院では肩関節全般の手術において術後撮影を行っている。手術台の上で撮影するため医師がFPDを支えながらの撮影となる。短時間での撮影および半座位での撮影のため斜入を生じやすい環境となっている。斜入を考慮しグリッドを使用せずに撮影を行っている。このためコントラストが良くない画像となっていた。

【検討方法】 現状と同じようにグリッドなしで撮影し散乱線補正処理にて得られる画像の画質の改善を調べた。比較は「グリッドなし」「グリッドなし+既存のパラメーター調整」「散乱線補正処理」の比較を行った。

【結果】 散乱線補正処理を使用せずに既存の各種パラメーターを変更しコントラスト高く調整した画像と、散乱線補正処理を使用した画像を並べて比較すると、既存のパラメーター調整だけでは散乱線補正処理の画質を超えることができなかった。散乱線補正処理の画像では皮膚面の描出とともに、体厚が厚い上腕骨頭の骨梁も鮮鋭度高く有用性を検証することができた (図 16、図 17、図 18)。



図 16 既存のパラメータ調整のみの画像



図 17 散乱線補正処理を行った画像

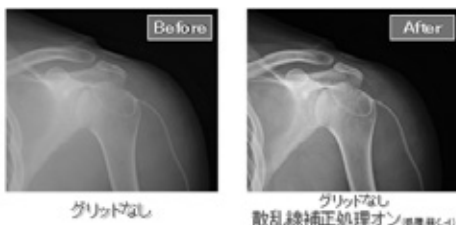


図 18 散乱線補正処理の有無の比較画像

### 8. 散乱線補正処理の注意点

グリッドなしで撮影する散乱線補正処理では、画素値が飽和しやすい点に気を付ける必要がある。例として図 19 は胸腰椎移行部を想定して撮影したものである。体厚の厚い部位と薄い部位を同時に撮影する例として胸腰椎移行部を挙げた。胸腰椎移行部のファントムを有していないため、胸部ファントムの下半分にアクリルを置き模擬して撮影した。散乱線補正処理（グリッドなし）では、椎体の一部において画素値が飽和していることが分かる。一方、グリッドありでは同一線量であるが画素の飽和は生じていない。これは、グリッドがないことで検出器面への入射線量が増すため FPD の特性上画素値の飽和を生じてしまうためである。従って散乱線補正処理を使用するに

あたって各部位（体厚）における画素値が飽和する線量を把握しておく必要があると考えられる。散乱線補正処理を使用する際は適正な線量を超えると飽和する可能性があることを念頭に置き検査に臨む必要がある。

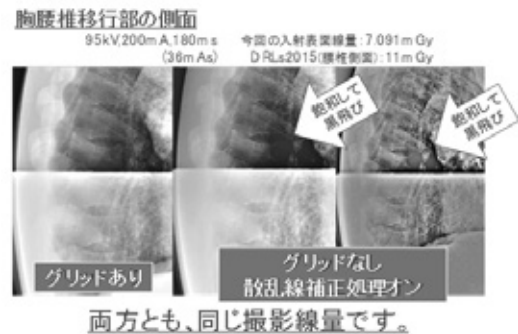


図 19 適正線量を超えたときの画素値の飽和

### 9. 最後に

私は散乱線補正処理技術が登場したことによる利点は大いにあると感じている。先にも述べたように X 線斜入による濃度ムラが軽減や撮影後の格子比の変更も大きな利点と感じている。グリッドが不要になり軽便となった点も大きな利点の一つである。今後の活用の展望として、現在、グリッドを使用していない部位（上肢下肢関節や小児撮影）への適応の検討、股関節軸位撮影への適応の検討などを行っていきたいと思う。本稿で紹介した散乱線補正処理技術の活用法が明日からの業務の一助になれば幸いである。

### 参考文献

- 1) MacMahon H, Yasillo NJ, Car] in MD : Laser alignment for high-quality portable radiography. RadioGraphics, 12 (2), 112-120, (1992)
- 2) 伊藤 良平. 散乱 X 線補正処理 “Intelligent-Grid” の開発. コニカミノルタジャパン株式会社
- 3) 小塚 隆弘, 稲邑 清也. 診療放射線技術 上巻 改訂第 12 版. 南江堂. 2009 年

# 「良肢位を考慮した肩関節撮影」

## 患者体型あったやさしい撮影

春日部市立医療センター  
工藤 年男

### 1. はじめに

肩関節撮影は、被検者の体型や年齢に合わせた撮影技術が必要とされます（図1）。

教科書などに記載されている撮影法の多くは、基本肢位に対して、同一の入射角度による撮影法が主体で、患者の体形に合わせた角度補正の調整技術や、体表から体型に合わせた入射角度の補正技術についての症例記載は多くはありません。

臨床現場では、患者の状態が悪く、安静時と同じ基本肢位を取れない場合や、外傷で苦痛がある状況で患者に無理支障が少ない撮影体位で撮影できる工夫と撮影技術の取得が必要とされています。

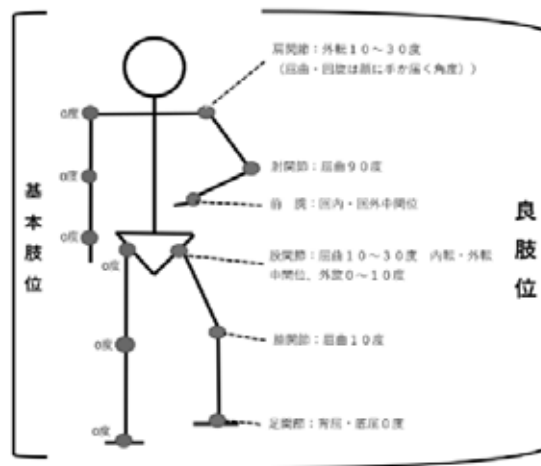


図2 良肢位

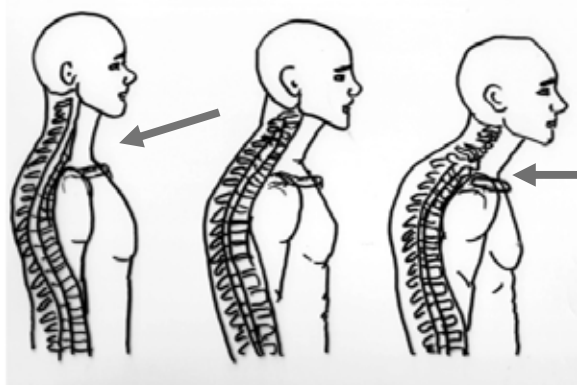


図1 体型の変化

本稿では、患者が無理な姿勢や体位にならない良肢位を考慮した再現性のある肩関節撮影法を紹介します。

この撮影法は角度法ではなく、患者個人の体型や体表からの確な入射点や入射角度を探る撮影法です。

良肢位とは、全身の筋肉がリラックスできる姿勢体位で関節が動かなくなった場合でも、日常生活を行う際に最も支障が少ない肢位で、機能的肢位といわれています（図2）。

### 2. 安全でやさしい検査は良肢位を考慮する

厚生労働省の平成28年度国民生活基礎調査では、病気やけがなどで自覚症状のある方（有訴者率）の女性1位と男性2位は、肩こりが最も多い疾患とされています。

肩関節撮影は、一般撮影の検査部位で頻度が高い撮影部位です。肩関節を撮影する多くの患者は、肩に痛みがある状態で撮影する機会が多く、無理な姿勢や他動運動ストレス撮影は、アクセシビリティに注意が必要な検査部位でもあります。

撮影に際しては、画像診断の基本的な理論と毎回同じ画像を撮影できる技術が必要とされるため、肩関節撮影は難しい撮影部位でもあります。

### 3. 肩関節正面 true AP 撮影

求められる画像の撮影ポイント

- 1) ①肩峰下関節②肩甲上腕関節の関節間隙（腔）を同時に広く投影するため、患者の肩甲骨・鎖骨・上腕骨の位置の状態把握が重要となる（図3）。

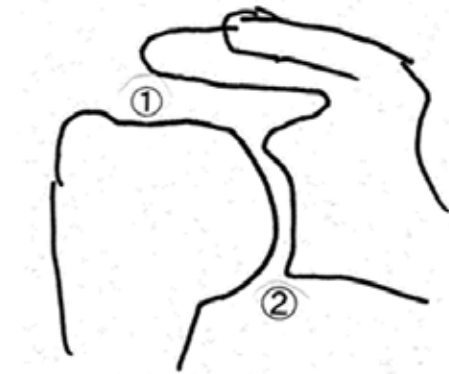


図3 肩関節正面概略図

#### 3-1 ①肩峰下関節撮影のポイント

- 1) 肩峰下関節間隙（腔）は、肩峰と鎖骨が重なって投影されると、骨頭と肩峰下腔が広く描出できる（図4）。
- 2) 肩峰下関節腔への入射角度は、体表の肩峰面に対して平行入射で広く描出できる（図4）。
- 3) 頭尾入射角度は、肩峰部を触知し肩峰面の傾き入射角度を計測する（図4）。

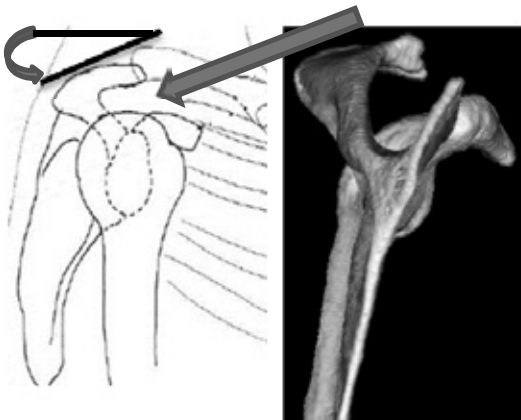


図4 肩峰下関節間隙

#### 3-2 ②肩甲上腕関節撮影のポイント

- 1) 肩甲上腕関節間隙（腔）は、関節窩と骨頭の適合性を広く観察するため関節窩に接線入射する。
- 2) 肩甲上腕関節面は、肩甲骨肩甲棘に対して関節面がほぼ垂直に位置している（図5）。
- 3) 肩甲棘面が受光面に平行になるように体軸を補正入射すると関節窩は広く描出できる（図5）。

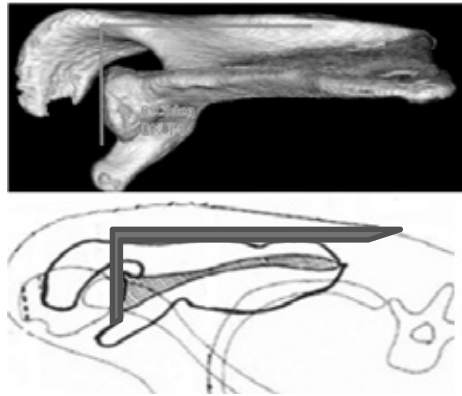


図5 関節窩と肩甲骨肩甲棘面

#### 3-3 肩関節正面 true AP 撮影肢位ポイント

- 1) ①肩峰下関節間隙は、患者個人の肩峰部を触知計測して入射角度を調整する（図6左）。
- 2) ②肩甲上腕関節面は、肩甲骨肩甲棘面を受光面と平行に対し、垂直で体軸を回旋調整する（図6右）。

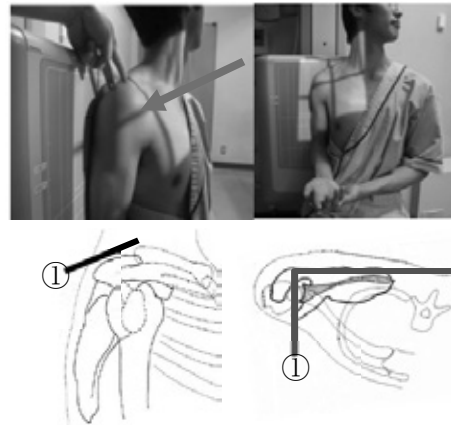


図6：計測と肢位



#### 4. 肩関節側面（Y-view）撮影

求められる画像の撮影ポイント

- 1) 肩峰の形態・肩峰下の三角部分・肩峰窩部・烏口突起を観察するため、①肩峰下面関節腔を広く描出する（図7）。
- 2) ②肩甲胸郭関節腔を広く観察するため、肩甲骨外側縁と内側縁を重ね③肩甲骨体部と肋骨が分離される肢位を調整する。
- 3) 肩甲骨上角・肩甲棘・烏口突起の頸部および棘上窩によって、全体像とY字形をなす体軸回旋角度と入射点・射出点を体表から計測する（図7）。

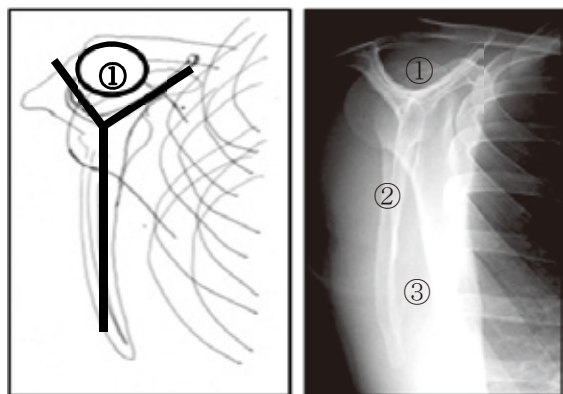


図7 肩関節側面（Y-view）画像

##### 4-1 肩峰下面関節腔の撮影ポイント

- 1) 肩峰下の①三角部分を広く描出するには、肩甲骨棘上窩面に対して、接線入射により①三角部を広く観察できる。肩甲骨棘上窩面平行となる入射角度を体表から計測する（図8）。



図8 肩甲骨棘上窩面と入射角

- 2) ①肩甲骨棘上窩面（棘上筋）は、②肩甲骨上縁ラインとほぼ平行の位置関係にある（図9）。
- 3) 患者の肩③辺縁（背景）と肩甲骨上縁ラインと平行な位置関係にある（図9）。

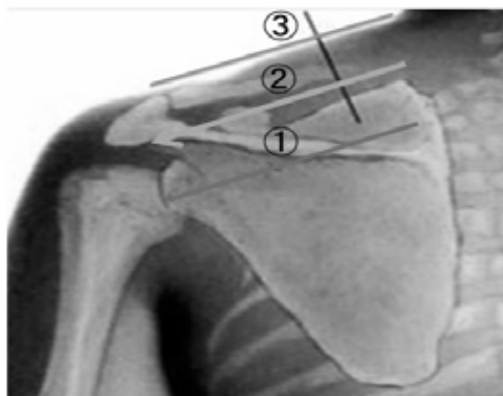


図9 入射角度と指標

- 4) 肩甲骨棘上窩面への入射角度は、患者本人の肩辺縁に沿った体表上ラインを入射角度として頭尾方向から入射で接線入射となる。
- 5) 肩脱臼や鎖骨骨折でも、肩甲骨と肩の辺縁ラインの位置関係は保たれている（図10）。

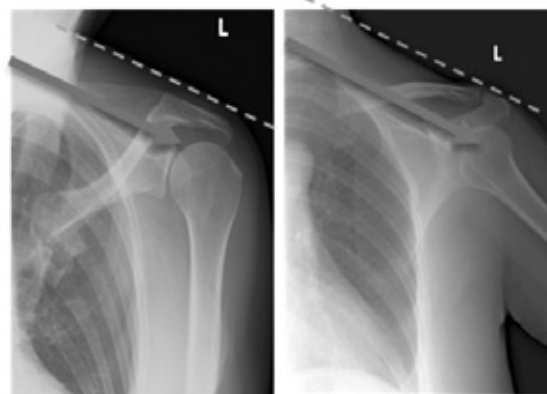


図10 肩ラインと入射角の対比

4.2 肩甲骨胸郭関節腔 (Y-view) 撮影ポイント

- 1) 肩甲骨外側縁と内側縁を重ねて描出するには、  
①肩甲骨内側縁と肩甲棘が合う点と②肩峰端を結ぶラインに入射すると肩甲骨外側縁と内側縁を重ねて描出できる (図 11)。

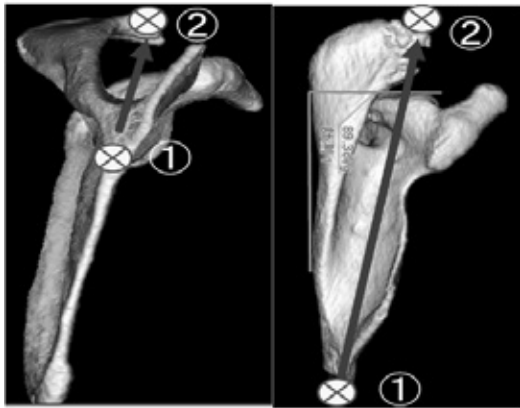


図 11 肩甲骨の3D画像

- 2) 肩甲骨内側縁と肩甲棘が合う点を探す

- ①入射点の位置は、肩甲骨上角部もしくは肩甲棘縁に人差し指を合わせ、肩甲骨内側点（親指）が交わる点を体表から探り入射点とする (図 12)。

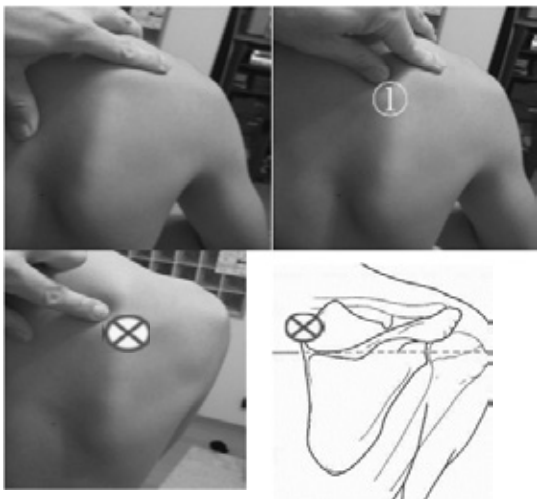


図 12 入射点の確認方法

- 3) 肩峰端直下射出点を探す

- ②射出点は、患者の肩の中間（上腕骨頭の中心部）で肩峰端直下を射出点とする (図 13)。

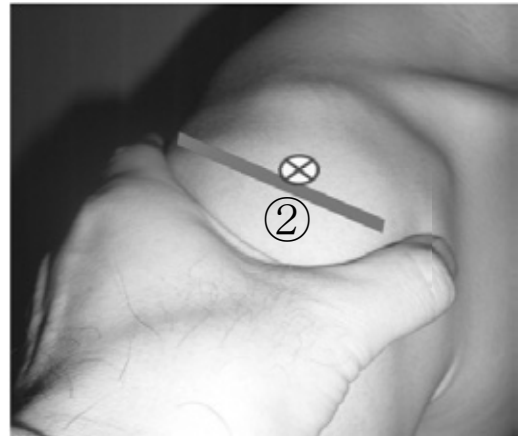


図 13 射出点の確認方法

4.3 肩関節側面 (Y-view) 撮影のポイント

- 1) 肩峰下面関節腔を広く描出するには、肩甲骨棘上窩面に対して接線となる入射角度は、患者本人の肩辺縁に沿った体表上ラインを入射角度とする (図 14左)。
- 2) 肩甲骨外側縁と内側縁を重ねて描出するには、肩甲骨内側縁と肩甲棘が合う点と、肩峰端と結ぶラインに対して体軸を調整し入射する (図 14右)。

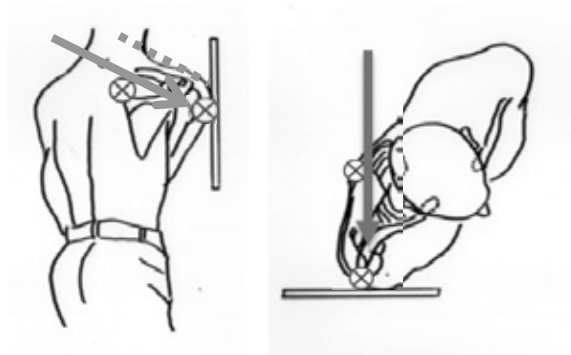


図 14 撮影肢位と入射角

## 5. さいごに

一般撮影（撮影技術）の現状は、CT・MRI など多様な画像診断機器の発展に伴い、一般撮影画像に求められる要求と評価が減少傾向となってきました。

一般撮影に関する書物の多くは、学生や初心者を対象にした画像診断や基本肢位に対して入射角度を中心にした記載された書籍が多く出版されています。

本来の一般撮影技術は、外科手術や消化器バリウム検査と同じく、対象となる患者個人の状態に合わせて、手技や方法を変え撮影される技術が必要です。

- ①入射角度重視の撮影法から、患者個人の体型に合った撮影を体表から触知して行う撮影技術。
- ②同じ患者を毎回同じ撮影（画像）できる技術。
- ③安全で患者に楽な肢位での撮影技術。

### 『守破離を考えた撮影法』

基礎を教えてもらわずに自己流の撮影ではありませんか。教えてもらったとしても初めから自己流のアレンジや間違った方法を試行するだけでは不十分です。一般撮影を学ぶには、基本的な実技指導が重要です。ここで「守」に当たる先輩から教えられた仕事（真似する）の基本を学びます。その後他の施設の技師からさまざまなこと学び、自分なりの工夫をして応用・発展していく「破」があり、長い技師生活を経て始動する「離」と変化していきます。

撮影法もスポーツも最初は先輩や先生から基本を教わることから始まります。そろそろ新しい撮影法（技術）を勉強しませんか。

### 謝辞

本稿をまとめるにあたり、撮影法の基礎を教えていただいた昭和大学藤が丘病院 初代技師長 鍵田政雄（故人）先生と先輩に深く感謝致します。当時の放射線検査は一般撮影検査が主流の時代であり、画像診断学の基礎から応用まで大学病院で多くを学べた事に深く感謝致します。

臨床では春日部市立医療センターの技師さんと実習生諸君の協力に感謝致します。

また埼玉県診療放射線技師会 第二支部大西理事と技師会の方々には多大のご協力をいただき骨軟部撮影研修会が若手技師の勉強場として毎回盛会に開催されております。これからも診療放射線技師会発展のためご協力とご支援をお願い致します。

## 「全国平均に対する埼玉県の放射線治療スタッフの現状」

埼玉医科大学総合医療センター

畑中 星吾

### 1. はじめに

がん治療において、放射線治療は重要な役割を担っている。近年の放射線治療関連装置および照射技術の高度化により、さらなる治療成績の向上や有害事象の軽減が期待されているが、安全な放射線治療体制の構築には、装置・技術の進歩だけでなく、十分なマンパワーが必要である。日本放射線腫瘍学会（JASTRO）では、国内の放射線治療施設の状況を把握し、国や地方自治体レベルでの施策の提言や個々の医療機関における構造の改善に役立つ情報を提供することを目的として、定期構造調査を実施している。本稿では、放射線治療スタッフに関する国内で最も規模の大きい調査である JASTRO 構造調査（2009 - 2015 年）の結果を基に、近年の放射線治療に関連するデータの動向と、全国平均に対する埼玉県の放射線治療スタッフの現状をまとめたので紹介する。また、構造調査の公開済みのデータを掲載することは、JASTRO の許可を得ている。

### 2. 全国の放射線治療の動向

#### 2-1 回答施設数および回収率

表 1 に構造調査における JASTRO が推定した全国の放射線治療実施施設数、回答施設数、および回収率を示す。実施施設数は全国的に増加傾向となっている。

#### 2-2 年間放射線治療新患・実患者数の推移

図 1 に、構造調査報告から得られた全国の放射線治療の年間新患数および実患者数の推移を示す。実線は構造調査の集計結果、点線は回収率を考慮して推定される放射線治療患者数である。患者数は全国的に増加傾向となっていることが分か

る。また、表 2 に施設平均の新患数の推移を示す。患者数の増加とともに施設数も増加しているため、施設当たりの平均患者数は大きく変化していないことが分かった。

表 1 回答施設数および回収率

西暦	2009	2010	2011
全施設数 (推定)	770	780	787
回答数	700	705	694
回収率	90.9%	90.4%	88.2%

西暦	2012	2013	2015
全施設数 (推定)	788	798	834
回答数	709	717	737
回収率	90.0%	89.8%	88.4%

#### 2-3 定位放射線治療および強度変調放射線治療の実実施施設数・患者数の推移

図 2 に、構造調査報告から得られた全国の定位放射線治療および強度変調放射線治療（IMRT）の実実施施設・患者数の推移を示す。実施施設数は全体的に増加傾向にあり、特に、体幹部定位放射線治療および IMRT の増加が顕著であった。治療例数では脳定位があまり変化はなく、体幹部定位はやや増加、IMRT は急激に増加していることが分かった。実患者数に対する治療例数の割合は、2009 年では脳定位で 6.4%、体幹部定位で 1.2%、および IMRT では 2.0% だったのに対して、2015 年では脳定位で 6.3%、体幹部定位で 3.0%、IMRT では 9.4% だった。

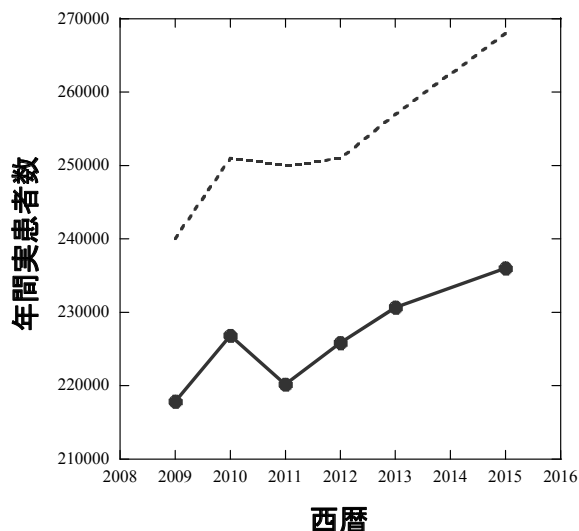
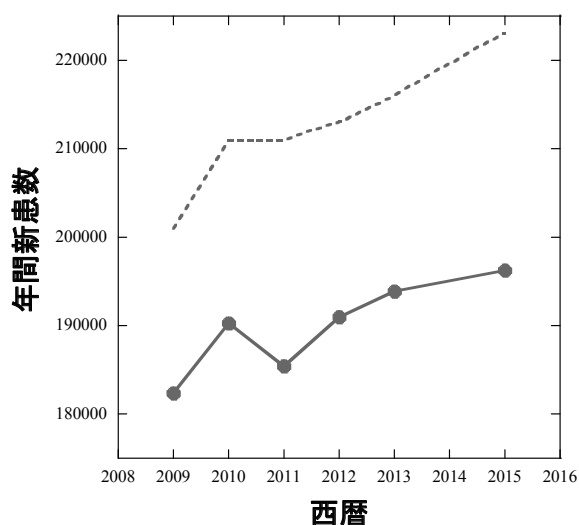


図1 全国の放射線治療の年間新患者数（上）および実患者数（下）の推移

表2 施設平均の新患者数

西暦	2009	2010	2011
施設平均 新患者数	261	270	267

西暦	2012	2013	2015
施設平均 新患者数	269	270	266

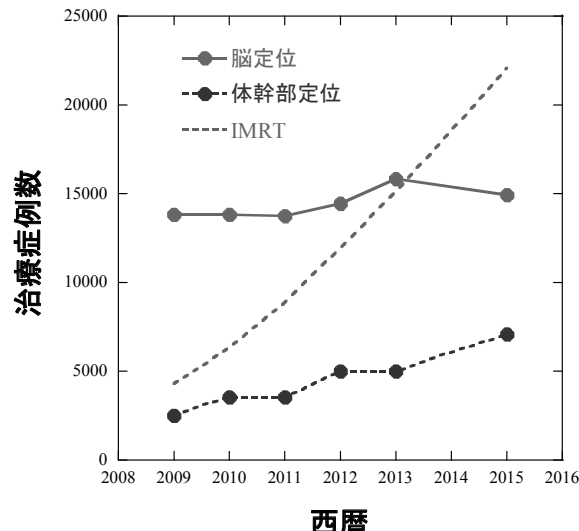
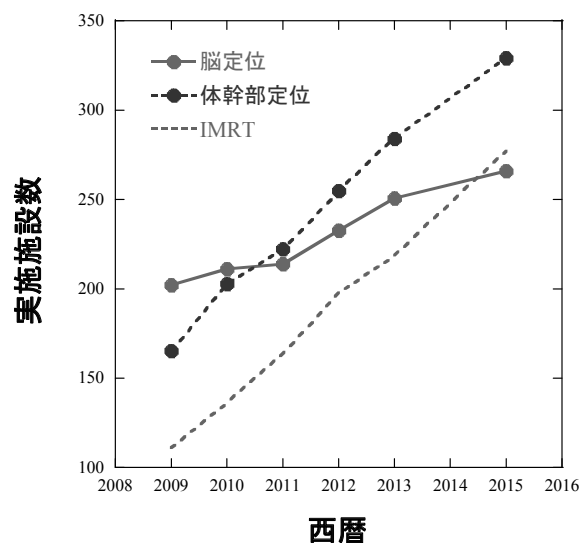


図2 定位放射線治療および強度変調放射線治療の実実施施設数（上）・患者数（下）の推移

#### 2.4 スタッフ FTE 当たりの患者数

FTEはfull time equivalentの略で、構造調査では「週40時間放射線治療専任業務に換算し直した実質的マンパワー」と定義されている。従って、スタッフFTE当たりの患者数は、イメージ的にはスタッフ1人当たりが担当する患者数、とみることができる。図3に、放射線治療担当医師FTE当たりの実患者数および放射線治療担当放射線技師FTE当たりの実患者数の推移を示す。これらは共に減少傾向であった。理由として、前者は放射線治療専門医が増加し、常勤の治療医が増加してきていることが考えられる。後者は、高

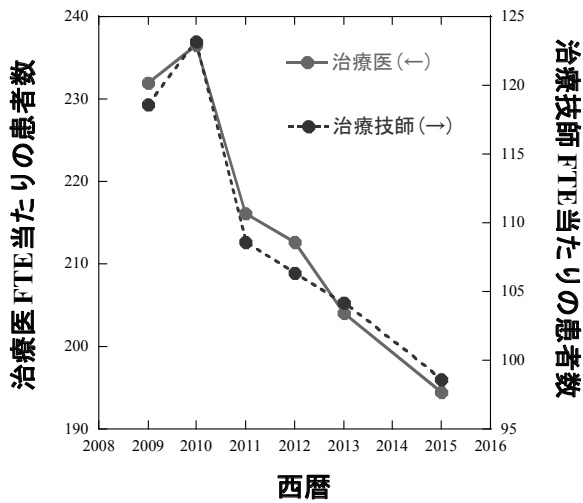


図3 スタッフ FTE 当たりの患者数の推移

精度放射線治療の増加に伴い、施設基準や業務量の増加に合わせて技師も増員されている施設が多いと予想される。

### 3. 全国平均に対する埼玉県の現状

#### 3-1 埼玉県の放射線治療患者数

表3に全国の放射線治療新患数と埼玉県の放射線治療新患数を示す。全国と同様に、埼玉県においても近年患者数の増加が見られている。かっこ内は都道府県別に新患数を見た時に、埼玉県が何番目に多いかを示している。都道府県別の患者数の割合は近年大きな変化はなく、埼玉県は東京都・大阪府・神奈川県・愛知県・兵庫県・千葉県・福岡県・北海道について、9番目に放射線治療の患者数が多い。

表3 全国および埼玉県の放射線治療新患数

西暦	2009	2010	2011
全国	182390	190322	185455
埼玉県	6659 (9)	7070 (9)	7101 (9)

西暦	2012	2013	2015
全国	190910	193864	196193
埼玉県	7180 (9)	7244 (9)	7319 (9)

#### 3-2 放射線治療医 FTE 当たりの患者数

図4に、全国平均、関東平均、および埼玉県における放射線治療医 FTE 当たりの患者数を示す。全国の傾向と同様に、埼玉県でも減少がみられるが、埼玉県における放射線治療医 1 人当たりが担当する平均患者数は関東で 1 番多く、全国でも 4 番目に多い (2015 年) ことが分かった。

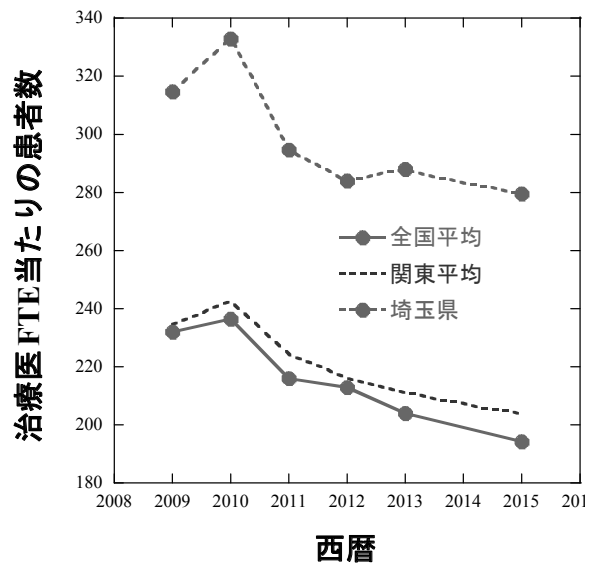


図4 全国平均・関東平均・および埼玉県における放射線治療医 FTE 当たりの患者数

#### 3-3 放射線治療技師 FTE あたりの患者数

図5に、全国平均・関東平均・および埼玉県における放射線治療技師 FTE 当たりの患者数を示す。全国の傾向と同様に、埼玉県でも減少がみられているが、埼玉県における放射線治療技師 1 人当たりが担当する平均患者数は関東で 1 番多く、全国でも 5 番目に多い (2015 年) ことが分かった。

### 4. おわりに

全国規模の調査データを読み解くことで、現在の国内の状況や、それに対する自施設の状況を知ることができる。近年の放射線治療患者数は増加傾向にあるが、それとともに施設数も増えており、施設当たりの平均患者数は大きく変化していないことが分かった。また複雑な技術や品質管理

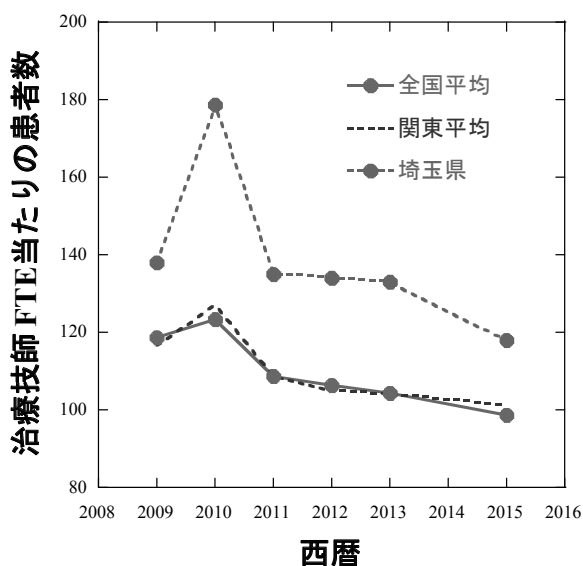


図5 全国平均・関東平均・および埼玉県における放射線治療技師 FTE 当たりの患者数

業務の追加が必要な高精度放射線治療の割合は急激に増加していることや、患者当たりの放射線治療医や放射線治療担当技師の数は増えていることが分かった。

埼玉県は都道府県別で9番目に患者数が多く、放射線治療において埼玉県が担う役割は重要と考えられる。しかし、スタッフ FTE 当たりの患者数は全国的にみても非常に多い。医師と技師のどちらかが充足していれば、相互に業務をある程度サポートすることも可能だが、埼玉県ではどちらも少ない。特に、構造調査のデータで明らかになっているのは埼玉県の平均データのみであり、埼玉県の平均より FTE 当たりの患者数が多い施設は確実に存在する。従って、そういった施設はスタッフに負荷が掛かりすぎている、もしくは安全な治療体制が構築できない可能性が高い。自施設が全国平均から著しく外れている場合、環境改善のために本稿や構造調査報告を利用していただければ幸いである。

その他、JASTRO のホームページにて放射線治療施設構造基準（日本版ブルーブック）が公開されている。海外では米国放射線腫瘍学会が発刊している Safety is no accident で放射線治療を実

施するための最小スタッフ配備要件などが記載されており、和訳版が JASTRO ホームページで公開されている。いずれもインターネットで取得可能なので、ぜひ参考にいただきたい。

参考文献

- ・ JASTRO：2015 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報
- ・ JASTRO：2013 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報
- ・ JASTRO：2012 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報
- ・ JASTRO：2011 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報
- ・ JASTRO：2010 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報
- ・ JASTRO：2009 年 全国放射線治療施設構造調査の解析結果 第1報、第2報