



Title	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
Author(s)	森, 剛彦; 武藤, 裕衣; 佐藤, 斉 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2000, 60(7), p. 389-395
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19054
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

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

森 剛彦¹⁾ 武藤 裕衣²⁾ 佐藤 斉³⁾ 長谷川光昭⁴⁾

1) 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部放射線技術科学科 2) 鈴鹿医療科学大学大学院保健衛生学研究科
3) 茨城県立医療大学保健医療学部放射線技術科学科 4) 水戸協同病院放射線科

Medical Exposures Based on the Survey of the X-ray Technical Conditions and the Proposal of Guidance Level

Takehiko Mori,¹⁾ Hiroe Muto,²⁾ Hitoshi Sato,³⁾
and Mitsuaki Hasegawa⁴⁾

The purpose of this work was to propose guidance levels of entrance surface doses for radiographic examinations of Japanese patients based on a nationwide survey. Questionnaires asking about the technical conditions of radiography were sent to 2,000 hospitals in Japan. The entrance doses (1st quartile, median, 3rd quartile, and mean) were calculated by the Numerical Dose Determination (NDD) method described in this paper and by using the conditions reported in the questionnaires.

Our results for all types of examinations showed that the median was lower than the mean, whereas the median was higher than the mean in the results reported in the British NRPB 21. The median of our results was lower than that in the NRPB in England (Present work/NRPB in England = 0.27 ~ 0.74). We propose guidance levels of entrance surface doses for examinations carried out in Japanese institutions as the 3rd quartile of the dose distributions. The present proposed levels are lower than those described by IAEA. The calculated entrance surface doses exceeded the guidance levels set by IAEA in less than 10% of the institutions surveyed.

Research Code No.: 302.1

Key words: Medical exposure, Diagnostic radiology,
Entrance surface doses, Guidance levels

Received Dec. 8, 1999; revision accepted Apr. 10, 2000

- 1) Department of Radiological Technology, Faculty of Health Science, Suzuka University of Medical Science
- 2) Graduate School of Health Science, Suzuka University of Medical Science
- 3) Department of Radiological Sciences, Health Sciences, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences
- 4) Department of Radiology, Mito Kyodo Hospital

別刷り請求先
〒510-0293 鈴鹿市岸岡町 1001-1
鈴鹿医療科学大学保健衛生学部放射線技術科学科
森 剛彦

緒 言

わが国においては、国民の受ける放射線被曝の中で医療被曝の占める割合が非常に大きく、一人当たりの医療被曝線量は世界の平均の約6倍も高く、世界人口のわずか2.3%を占める日本が世界の医療被曝の総線量の17%を占めている¹⁾⁻³⁾。また、わが国の医療被曝は国民の受ける人工放射線被曝のうち99%を占めており、わが国における放射線診断の技術水準を維持し、向上させつつ、医療被曝による患者のリスクを最小にするための被曝低減への努力が必要である。

ICRP1990年勧告⁴⁾は、放射線防護の最適化の判断を行う場合の制限条件として、1つの着目している線源からの個人被曝線量の上限值、すなわち線量拘束値を設定することを呼びかけている。

また、IAEA^{5),6)}は放射線防護の基本安全基準の中で医療被曝低減のためのガイダンスレベルを示し、質の高いサーベイランスに基づくガイダンスレベルを設定することを各国に呼びかけている。

そこで、わが国のガイダンスレベルの作成のため、全国から無作為に抽出した2,000施設の医療機関に対して、おもなX線撮影条件についてのアンケート調査を行い、各施設より回答されたX線撮影条件より、森らのNDD表面線量簡易換算法(以下、NDD法)⁷⁾⁻¹⁷⁾を用いて、入射表面線量を推定し、わが国の患者防護のためのガイダンスレベルの設定に寄与したい。

方 法

各施設の大人胸部正面立位、胸部側面立位、腹部正面立位、腹部正面臥位・KUB・尿路造影、腰椎正面、腰椎斜位、腰椎側面、腰椎(LSJ)、胸椎正面、胸椎側面、骨盤正面、股関節正面、頭部正面、頭部側面、膝関節、手指骨撮影の16部位について、装置電源、管電圧、管電流、撮影時間、撮影距離、固有フィルター、付加フィルター、グリッド比、増感紙およびフィルムのアンケート調査を、1995年に日本放射線技師会会員名簿から、無作為に抽出した2,000

Table 1 Values of NDD・M(f) as the calculation factor for NDD・M[V.1.06]

(a) NDD・M(f) : Inverter												
AL kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0249	0.0414	0.0593	0.0782	0.0994	0.1203	0.1416	0.1626	0.1827	0.2007	0.2141	0.2197
2.0	0.0173	0.0308	0.0460	0.0626	0.0818	0.1010	0.1209	0.1409	0.1603	0.1782	0.1922	0.1993
2.5	0.0128	0.0240	0.0372	0.0520	0.0694	0.0872	0.1058	0.1247	0.1434	0.1608	0.1750	0.1830
3.0	0.0097	0.0193	0.0310	0.0442	0.0602	0.0766	0.0940	0.1119	0.1298	0.1467	0.1609	0.1695
3.5	0.0076	0.0159	0.0262	0.0382	0.0530	0.0682	0.0845	0.1014	0.1185	0.1349	0.1489	0.1580
4.0	0.0061	0.0133	0.0225	0.0335	0.0471	0.0614	0.0766	0.0927	0.1090	0.1248	0.1386	0.1478
4.5	0.0050	0.0112	0.0196	0.0296	0.0423	0.0556	0.0700	0.0852	0.1008	0.1160	0.1294	0.1388
5.0	0.0041	0.0096	0.0172	0.0295	0.0382	0.0507	0.0643	0.0787	0.0935	0.1083	0.1213	0.1308
5.5	0.0034	0.0083	0.0152	0.0237	0.0348	0.0465	0.0593	0.0730	0.0872	0.1013	0.1141	0.1235
6.0	0.0028	0.0072	0.0136	0.0214	0.0318	0.0428	0.0550	0.0680	0.0816	0.0951	0.1076	0.1169
6.5	0.0023	0.0063	0.0121	0.0194	0.0292	0.0395	0.0510	0.0634	0.0765	0.0895	0.1016	0.1107
7.0	0.0020	0.0056	0.0109	0.0177	0.0269	0.0366	0.0476	0.0594	0.0718	0.0844	0.0962	0.1052
7.5	0.0017	0.0050	0.0098	0.0162	0.0248	0.0341	0.0445	0.0558	0.0677	0.0798	0.0911	0.1000
8.0	0.0014	0.0044	0.0089	0.0148	0.0230	0.0318	0.0417	0.0524	0.0638	0.0755	0.0865	0.0952
8.5	0.0013	0.0039	0.0081	0.0136	0.0213	0.0297	0.0391	0.0494	0.0603	0.0716	0.0822	0.0907
9.0	0.0010	0.0035	0.0074	0.0126	0.0199	0.0278	0.0367	0.0466	0.0571	0.0679	0.0782	0.0866
(b) NDD・M(f) : Three phase												
AL kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0245	0.0406	0.0580	0.0764	0.0970	0.1174	0.1383	0.1587	0.1784	0.1967	0.2103	0.2175
2.0	0.0170	0.0302	0.0450	0.0610	0.0798	0.0986	0.1180	0.1373	0.1565	0.1745	0.1886	0.1970
2.5	0.0125	0.0235	0.0363	0.0506	0.0677	0.0849	0.1031	0.1214	0.1397	0.1572	0.1714	0.1807
3.0	0.0096	0.0189	0.0302	0.0430	0.0586	0.0746	0.0916	0.1088	0.1263	0.1434	0.1575	0.1672
3.5	0.0075	0.0156	0.0256	0.0372	0.0515	0.0664	0.0823	0.0986	0.1154	0.1317	0.1457	0.1557
4.0	0.0059	0.0130	0.0220	0.0326	0.0458	0.0597	0.0746	0.0900	0.1060	0.1218	0.1354	0.1455
4.5	0.0048	0.0110	0.0191	0.0288	0.0411	0.0540	0.0681	0.0828	0.0979	0.1131	0.1264	0.1366
5.0	0.0039	0.0094	0.0168	0.0257	0.0372	0.0493	0.0625	0.0764	0.0909	0.1056	0.1185	0.1286
5.5	0.0033	0.0081	0.0148	0.0230	0.0338	0.0451	0.0577	0.0709	0.0847	0.0988	0.1113	0.1213
6.0	0.0027	0.0071	0.0132	0.0208	0.0309	0.0415	0.0534	0.0659	0.0792	0.0927	0.1048	0.1147
6.5	0.0023	0.0062	0.0118	0.0189	0.0283	0.0384	0.0496	0.0615	0.0742	0.0872	0.0990	0.1088
7.0	0.0019	0.0055	0.0106	0.0172	0.0261	0.0356	0.0462	0.0576	0.0697	0.0822	0.0936	0.1032
7.5	0.0017	0.0048	0.0096	0.0157	0.0241	0.0330	0.0432	0.0540	0.0656	0.0777	0.0887	0.0981
8.0	0.0014	0.0043	0.0087	0.0144	0.0223	0.0308	0.0404	0.0508	0.0619	0.0735	0.0842	0.0933
8.5	0.0012	0.0038	0.0079	0.0132	0.0207	0.0288	0.0379	0.0478	0.0585	0.0696	0.0800	0.0889
9.0	0.0010	0.0034	0.0071	0.0122	0.0193	0.0270	0.0357	0.0451	0.0554	0.0661	0.0761	0.0848
(c) NDD・M(f) : Single phase												
AL kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1.5	0.0127	0.0221	0.0329	0.0446	0.0577	0.0709	0.0848	0.0993	0.1137	0.1280	0.1412	0.1526
2.0	0.0085	0.0160	0.0247	0.0347	0.0462	0.0579	0.0705	0.0838	0.0971	0.1106	0.1234	0.1345
2.5	0.0061	0.0121	0.0196	0.0281	0.0383	0.0489	0.0604	0.0727	0.0851	0.0978	0.1100	0.1208
3.0	0.0045	0.0095	0.0159	0.0234	0.0326	0.0423	0.0528	0.0642	0.0758	0.0878	0.0994	0.1099
3.5	0.0034	0.0077	0.0133	0.0200	0.0282	0.0371	0.0468	0.0574	0.0682	0.0797	0.0907	0.1008
4.0	0.0027	0.0063	0.0112	0.0173	0.0247	0.0329	0.0419	0.0518	0.0620	0.0728	0.0833	0.0932
4.5	0.0021	0.0053	0.0096	0.0151	0.0219	0.0294	0.0379	0.0471	0.0567	0.0669	0.0770	0.0864
5.0	0.0017	0.0044	0.0083	0.0133	0.0197	0.0266	0.0344	0.0431	0.0522	0.0619	0.0715	0.0806
5.5	0.0014	0.0038	0.0073	0.0118	0.0177	0.0241	0.0315	0.0397	0.0482	0.0575	0.0667	0.0754
6.0	0.0012	0.0032	0.0064	0.0105	0.0161	0.0220	0.0289	0.0366	0.0448	0.0535	0.0623	0.0707
6.5	0.0010	0.0028	0.0057	0.0095	0.0146	0.0203	0.0267	0.0340	0.0417	0.0500	0.0584	0.0666
7.0	0.0008	0.0024	0.0050	0.0086	0.0133	0.0186	0.0247	0.0316	0.0389	0.0469	0.0549	0.0628
7.5	0.0007	0.0021	0.0045	0.0078	0.0122	0.0172	0.0229	0.0294	0.0364	0.0441	0.0517	0.0593
8.0	0.0006	0.0019	0.0040	0.0070	0.0113	0.0159	0.0214	0.0275	0.0342	0.0415	0.0488	0.0561
8.5	0.0005	0.0017	0.0036	0.0064	0.0104	0.0148	0.0200	0.0258	0.0321	0.0391	0.0462	0.0531
9.0	0.0004	0.0015	0.0033	0.0059	0.0096	0.0138	0.0187	0.0242	0.0302	0.0369	0.0437	0.0504

施設について行い、1,297施設より回答を得た。回収率は65%であった。

入射表面線量は、アンケートで得られた施設の撮影条件から森らのNDD法(Original)⁷⁾⁻¹³⁾を改良した佐藤のNDD法(Modify)¹⁴⁾⁻¹⁷⁾を用いて計算によって求めた。

NDD表面線量簡易換算式(Modify)を1)式に示す。

$$D = \text{NDD} \cdot M(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \quad [\text{mGy}] \cdots (1)$$

NDD・M(f)を、Table 1に示すが、各係数の間のデータのない点の値については補間で求める。

アンケート調査に基づく、入射表面線量の推定値の精度は、最も重要であり、その線量推定に用いるNDD法

(Modify)の計算精度は、わが国の患者防護のためのガイドンスレベルを設定するうえで重要な因子の1つとなる。

NDD (Numerical Dose Determination)法は、管電圧、総濾過フィルター、管電流、撮影時間、焦点皮膚間距離(FSD)、装置電源のX線撮影条件から患者の入射表面線量を算出するもので、実測値と比較的によく一致する。それをFig. 1に示す。

森らのNDD法(Original)は、数多くの実験データを基に導かれた実験式であり、NDD法(Modify)は、佐藤により理論的解析に基づき、実験式としてのNDD法(Original)を改良したものである。

NDD法(Modify)の実測値と計算値の相関関係は、単相装置(1P)で $\gamma = 0.9926$ 、三相装置(3P)で $\gamma = 0.9738$ 、インバータ装置(inv)では $\gamma = 0.9929$ となり、実測値と計算値の相関関係はいずれも比較的によく一致している。

日本医学放射線学会「ICRP勧告の日本人への適用に関する調査委員会報告書」¹⁸⁾でも、TLD値に対して、NDD法による計算値の相関関係は、0.77~0.99であり、良好な相関関係が認められ、計算値と実測値はよく相関しており、いずれも患者の被曝線量評価のよい指標となっていると報告し、また、日本放射線技術学会関東東京部会放射線管理研究会¹⁹⁾がTLDを用いて、大・中・小規模同じ割合で行った268施設の胸部・腹部撮影での実測値と、NDD法による計算値はよく一致し、提案されたガイドンスレベル(3/4値)は全く同一線量であった。さらに、鈴木ら²⁰⁾の日本放射線技術学会会員名簿から無作為に二段階抽出した1000施設を対象とした結果とも、よく一致している。その他、いくつかの学会報告など

でもNDD法による計算値と実測値は比較的によく一致するとの報告があり、今回のNDD法の計算による推定値も現実を反映していると考えられる。

NDD法から入射表面線量分布に対して対数正規分布を仮定し、四分位法により、全国調査病院施設の最小値、1/4値(25%線量値)、1/2値(中央値)、3/4値(75%線量値)、最大値、平均値 $\pm$ SDを求め、日本のガイドンスレベルを提案する。

また、わが国と英国NRPB^{21),22)}の1/4値、中央値、3/4値を比較し、英国NRPBのReference Values²¹⁾および、IAEAのガイドンスレベル⁶⁾と日本のガイドンスレベル(森ら案)の比較検討を行った。

そして、12撮影部位に対して、IAEAのガイドンスレベルを超える施設の割合を算出し、また18撮影部位に対して、日本のガイドンスレベル(森ら案)を超える施設の割合を算出する。

結果および考察

1)全国調査のサンプリング誤差は2.5%以内、アンケート記入誤差(管電圧4%、mAs値8.5%、濾過4.8%)で線量に換算して6.5%以内、アンケート記入値(表示値)と実出力の誤差10%で、線量に換算して7%、NDD法による計算誤差は、線量に換算して18%以内であり、トータル約20%で、この調査による線量推定誤差は約20%である。

2)全国アンケート調査に基づき、NDD法を用いて、16撮影部位ごとの入射表面線量1/4値、中央値、3/4値、平均値 $\pm$ SDを求め、その結果より各撮影部位ごとの入射表面線量について対数正規分布を仮定し、四分位法により1/4値、中央値、3/4値を求め、それをTable 2に示した。

3)各部位別の入射表面線量は、大多数が対数正規分布を示した。

4)全国の地域、各都道府県の間には、被曝線量の差は認められないことから全国調査のデータに基づく分析結果は日本の各地域の医療施設に適用できる。

5)16撮影部位の表面線量分布の代表例として、胸部立位正面撮影についてFig. 2(A)に、腹部仰臥位正面撮影についてFig. 2(B)に、腰椎正面撮影についてFig. 2(C)に、腰椎側面撮影についてFig. 2(D)に、胸椎正面撮影についてFig. 2(E)に、骨盤正面撮影についてFig. 2(F)に、頭部正面撮影についてFig. 2(G)に示した。

6)3/4値(75%線量値)より平均値が高い撮影部位は、2部位、ほぼ等しい撮影部位が3部位、平均値が低い撮影部位は11部位であった。

7)すべての撮影部位で、中央値に対して、平均値が大きくなった。

8)わが国と英国NRPBの最小値、1/4値、中央値、3/4値、最大値、および平均値を比較し、英国NRPBの

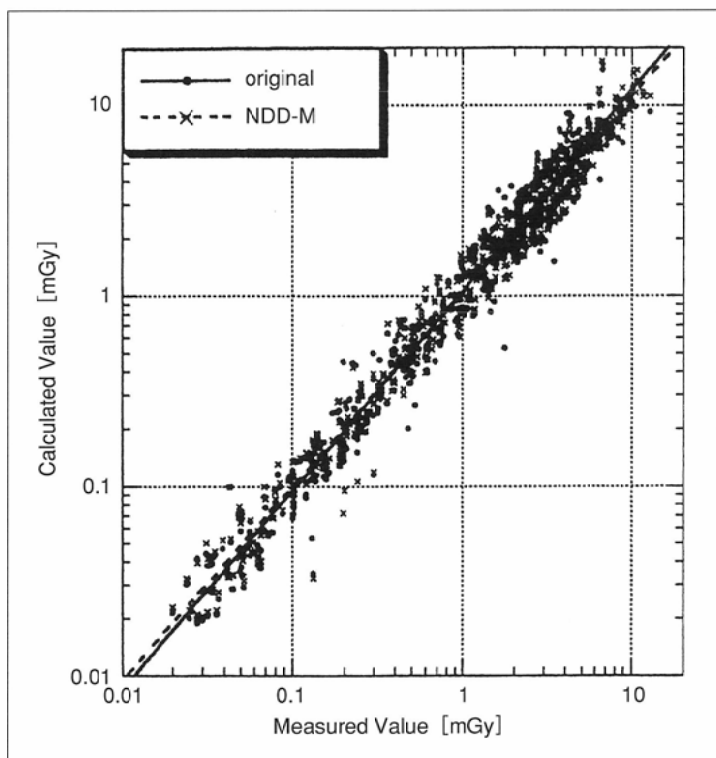
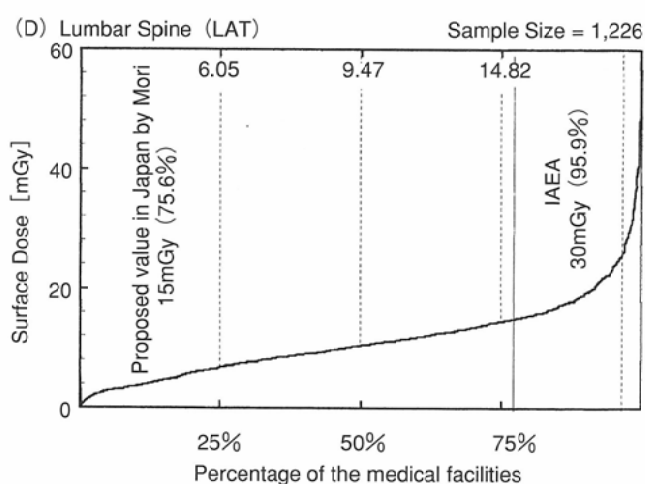
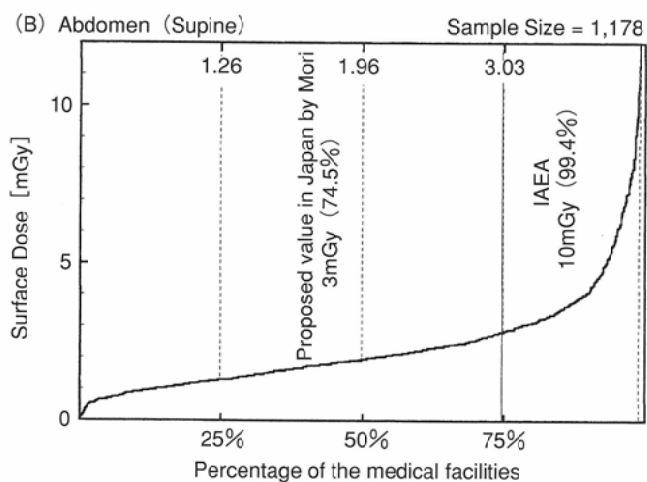
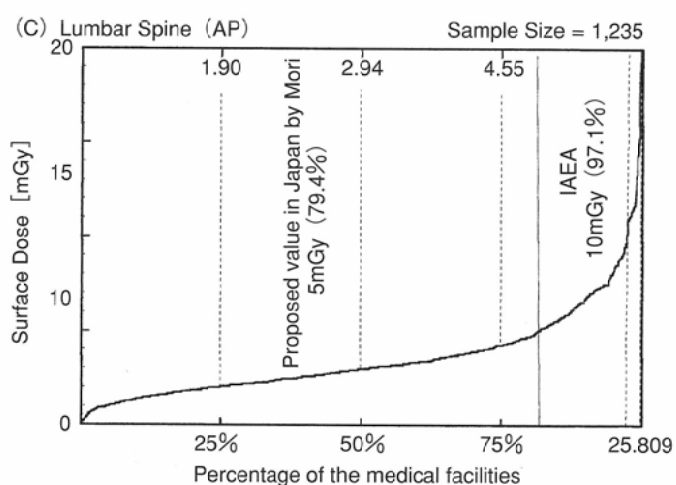
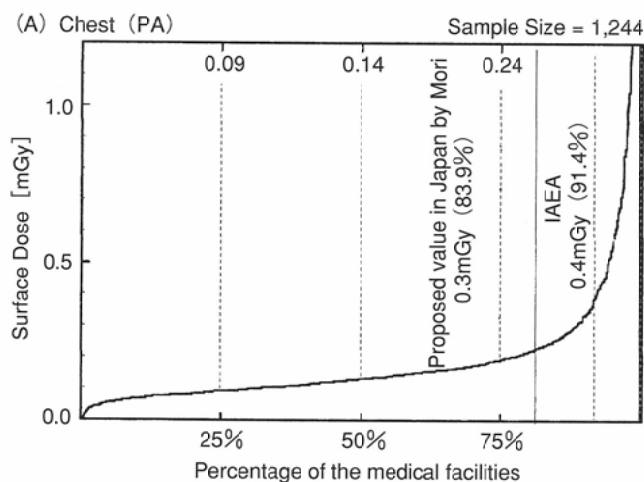


Fig. 1 Correlation between measured entrance surface doses and those calculated by the NDD method.

Table 2 Entrance surface dose for adult patients calculated by the NDD method based on technical factors obtained from the questionnaire

Type of radiograph	1st quartile	Median	3rd quartile	Mean $\pm$ SD	Minimum	Maximum	1st quartile (log)	Median: Mean (log)	3rd quartile (log)
Chest (PA)	0.09	0.13	0.19	0.22 ± 0.47	0.002	11.6	0.09	0.14	0.24
Chest (LAT)	0.30	0.44	0.67	0.65 ± 0.85	0.009	12.6	0.27	0.46	0.77
Abdomen (Upright)	0.94	1.50	2.36	1.98 ± 1.91	0.03	25.6	0.86	1.46	2.49
Abdomen (Supine)	1.31	1.95	2.85	2.44 ± 2.09	0.10	22.4	1.26	1.96	3.03
Lumbar Spine (AP)	2.05	3.00	4.26	3.59 ± 2.53	0.12	25.8	1.90	2.94	4.55
Lumbar Spine (LAT)	6.90	10.5	14.7	11.4 ± 7.03	0.30	78.7	6.05	9.47	14.8
Lumbar Spine (OBL)	3.18	5.02	7.83	5.97 ± 4.12	0.13	40.7	3.06	4.84	7.65
Lumbar Spine (LSJ)	6.13	10.9	17.2	12.8 ± 9.06	0.02	64.0	5.47	9.66	17.1
Thoracic Spine (AP)	1.73	2.61	3.87	3.27 ± 2.72	0.005	44.9	1.65	2.61	4.15
Thoracic Spine (LAT)	2.59	4.23	7.38	5.55 ± 4.31	0.002	39.9	2.50	4.24	7.19
Pelvis (AP)	1.40	2.06	2.96	2.48 ± 5.05	0.003	37.3	1.29	2.01	3.15
Hip Joint (AP)	1.41	2.05	3.03	2.50 ± 1.98	0.005	36.8	1.30	2.03	3.18
Skull (PA)	1.41	1.94	2.71	2.28 ± 1.42	0.001	12.9	1.28	1.93	2.90
Skull (LAT)	0.98	1.41	1.97	1.62 ± 1.05	0.001	14.1	0.94	1.38	2.03
Knee Joint (AP)	0.19	0.26	0.36	0.34 ± 0.42	0.005	7.88	0.17	0.26	0.41
Hand (AP)	0.03	0.05	0.07	0.08 ± 0.43	0.001	14.9	0.30	0.05	0.08



Reference Value²¹⁾およびIAEAのガイダンスレベル⁶⁾をTable 3に示した。

9)英国NRPBは、すべての撮影部位で、中央値より平均値が小さく、日本の結果と逆になった。

10)日本の中央値は、英国NRPBに比べ、すべての撮影部位で少なく、その比は0.29~0.74であったが、英国NRPBの場合、体重が70kg±5kgの範囲になるような患者を平均患者の代表的線量の指標としており、このアンケートは日本人の成人の標準的な値についての調査、すなわち、その施設で日常用いている標準撮影条件であり、日本人との体格の違いが大きいこと。また、日本は、原爆被爆国であり、国民に放射線アレルギーがあり、診療放射線技師、放射線科医師が一撮影部位ごとの被曝低減の努力を行ってきたことによるものと考えられる。

11)日本の3/4値は、英国NRPBに比べ、すべての撮影部位で少なく、その比は0.27~0.73であった。

12)それぞれが独立であるものと仮定して部位別に点推定区間推定を行いBSS⁶⁾に準じて3/4値を推定した。

13)全国調査のサーベイより、対数正規分布を仮定したうえで得た3/4値を基準として切りのよい上側の値を日本のガイ

ダンスレベルとして提案する。

14)その3/4値を日本のガイダンスレベルとしたときにそれらの値を超える施設の全国割合を部位別に求めた。その結果、約20%の施設が最適化のための改善が必要になると推定された。

15)すべての撮影部位で提案する日本のガイダンスレベルは、IAEAのガイダンスレベルより小さく、厳しいレベルが要求される。

16)日本では、IAEAのガイダンスレベルを超える施設数はすべての撮影部位において10%以下である。

17)12)~16)の結果をTable 4に示した。

18)日本が、「医療被曝大国」といわれ、患者の被曝線量が先進国の約2倍といわれる原因としては、第一に欧米に比べ撮影頻度、および一検査あたりの撮影枚数が多いこと。第二に欧米は放射線防護の品質管理が確立されており、施設間の線量のバラツキはきわめて小さく、中央値と平均値がほぼ一致しているが、わが国では、その品質管理が確立されていないため、施設間の線量のバラツキが二桁以上と非常に大きく、一部分の施設が過剰な線量で撮影していることにより、すべての撮影部位で、中央値に対して、平均値

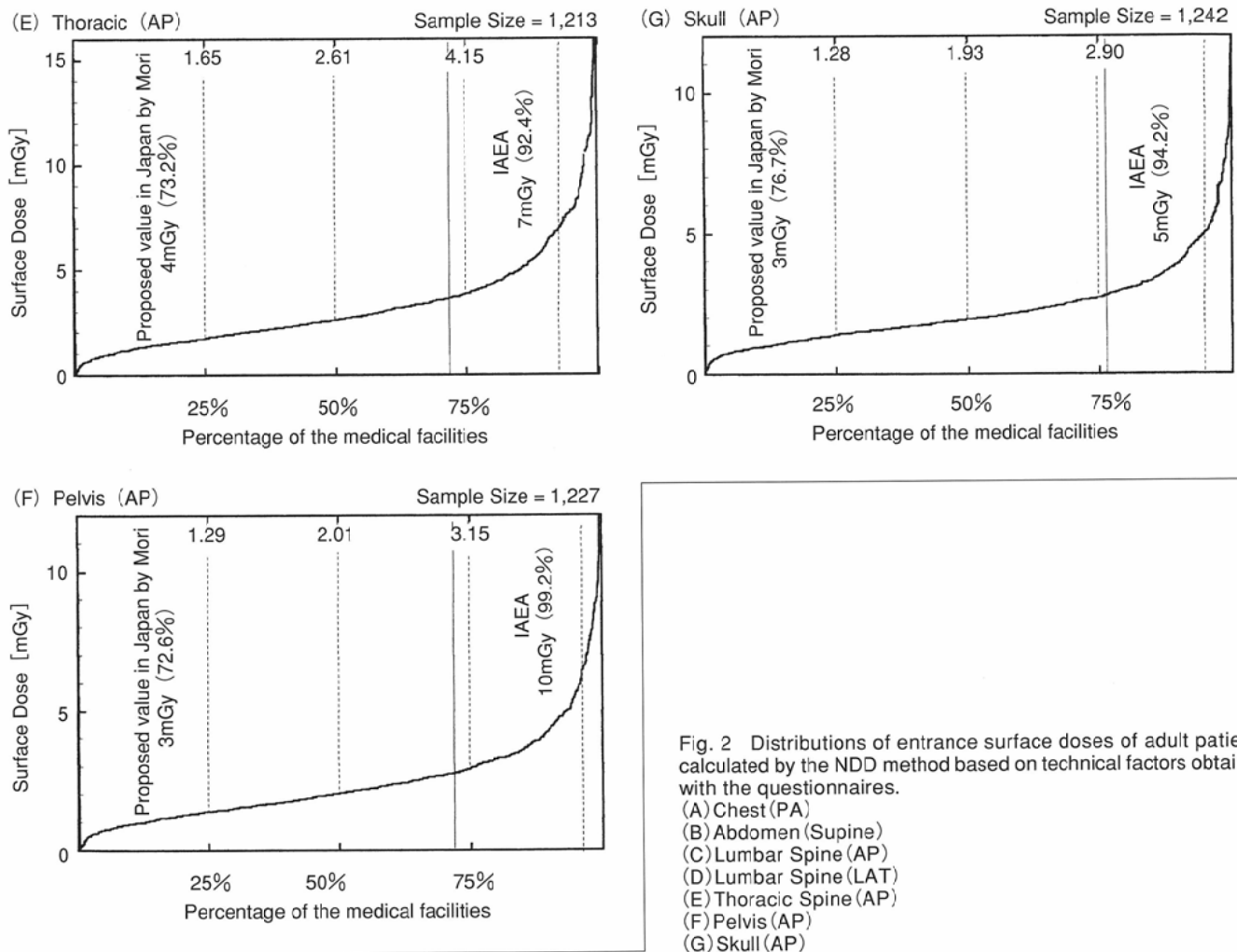


Fig. 2 Distributions of entrance surface doses of adult patients calculated by the NDD method based on technical factors obtained with the questionnaires.

- (A) Chest (PA)
- (B) Abdomen (Supine)
- (C) Lumbar Spine (AP)
- (D) Lumbar Spine (LAT)
- (E) Thoracic Spine (AP)
- (F) Pelvis (AP)
- (G) Skull (AP)

Table 3 Comparison of entrance surface doses in adult patients between the Dosimetry Working Party in England and the present study

Examination	Minimum		1st quartile		Median		3rd quartile		Maximum		Mean $\pm$ SD		England Reference value	IAEA Guidance level
	Japan	England	Japan	England	Japan	England	Japan	England	Japan	England	Japan	England		
Chest (PA)	0.00	0.03	0.09	0.13	0.13	0.18	0.19	0.26	11.6	1.43	0.22 $\pm$ 0.47	0.16	0.3	0.4
Chest (LAT)	0.01	0.14	0.30	0.49	0.44	0.99	0.67	1.46	12.6	10.6	0.65 $\pm$ 0.85	0.48	1.5	1.5
Abdomen (AP)	0.10	0.71	1.31	4.69	1.95	6.68	2.85	10.5	22.4	62.4	2.44 $\pm$ 2.09	5.3	10	10
Lumbar Spine (AP)	0.11	0.83	2.05	5.65	3.00	7.68	4.26	11.2	25.8	59.1	3.59 $\pm$ 2.53	6.1	10	10
Lumbar Spine (LAT)	0.30	2.38	6.90	12.7	10.50	19.7	14.70	30.1	78.7	108	11.4 $\pm$ 7.03	11	30	30
Lumbar Spine (LSJ)	0.02	7.4	6.1	24	10.90	34.5	17.2	50.2	64	131	12.8 $\pm$ 9.06	24	40	40
Thoracic Spine (AP)	0.01	—	1.73	—	2.61	—	3.87	—	44.9	—	3.27 $\pm$ 2.72	—	—	7
Thoracic Spine (LAT)	0.00	—	2.6	—	4.23	—	7.38	—	39.9	—	5.55 $\pm$ 4.31	—	—	20
Pelvis (AP)	0.00	0.85	1.40	4.19	2.06	5.67	2.96	7.86	37.3	31.6	2.48 $\pm$ 5.05	4.7	10	10
Hip Joint (AP)	0.01	—	1.41	—	2.05	—	3.03	—	36.8	—	2.50 $\pm$ 1.98	—	—	10
Skull (PA)	0.00	0.73	1.41	2.97	1.94	4.02	2.71	4.97	12.9	13.9	2.28 $\pm$ 1.42	—	5	5
Skull (AP)	0.00	1.83	1.41	3.26	1.94	4.25	2.71	5.49	12.9	13.1	2.28 $\pm$ 1.42	—	5	5
Skull (LAT)	0.001	0.36	0.98	1.42	1.41	2.19	1.97	2.85	14.1	9.09	1.62 $\pm$ 1.05	1.7	5	3

Table 4 Proposed guidance levels of entrance surface doses for a typical adult patient based on results of the present study

Examination	Guidance levels [IAEA] (mGy)	Ratio of hospitals exceeding the Guidance levels [IAEA] (%)	Guidance levels [Japan (proposed by Mori)] (mGy)	Ratio of hospitals exceeding the Guidance levels [Japan (proposed by Mori)] (%)
Chest (PA)	0.4	8.6	0.3	16.1
Chest (LAT)	1.5	6	1	15.3
Abdomen (Upright)	—	—	3	18.1
Abdomen (Supine)	10	0.6	3	25.5
Lumbar Spine (AP)	10	2.9	5	20.6
Lumbar Spine (LAT)	30	4.1	15	24.4
Lumbar Spine (OBL)	—	—	10	14.2
Lumbar Spine (LSJ)	40	4.6	20	19.4
Thoracic Spine (AP)	7	7.6	4	26.8
Thoracic Spine (LAT)	20	2.4	10	13.6
Pelvis (AP)	10	0.8	3	27.4
Hip Joint (AP)	10	0.8	3	27.8
Skull (PA)	5	5.8	3	23.3
Skull (LAT)	3	8.6	2	25.7
Knee Joint (AP)	—	—	0.5	16.4
Hand (AP)	—	—	0.1	16.9

が大きくなっていることによると思われる。

結 論

1) X線撮影の全国アンケート調査結果に基づき、NDD法を用いて、16撮影部位の入射表面線量を求め、さらに対数正規分布を仮定し、四分位法により1/4値、中央値、3/4値等を求めた。

2) 各部位別の入射表面線量は、大多数が、対数正規分布を示し、全国の地域、各都道府県の間には被曝線量の差は認

められなかった。

3) すべての撮影部位で、中央値より平均値が大きく、英国NRPBとは逆の結果を示した。

4) 日本の1/4値、中央値、3/4値は、英国に比べ、すべての撮影部位で少なく、その比は0.27~0.74であった。

5) 全国サーベイにより、対数正規分布を仮定したうえで得た3/4値を基準とし、切りのよい上側の値を日本のガイダンスレベルとし提案した。

6) 日本のガイダンスレベル(森ら案)を超える施設は、約20%で、それらの施設は最適化のための改善が必要である。

7)日本のガイダンスレベル(森ら案)は、すべての撮影部位で、IAEAのガイダンスレベルより低く、厳しい線量拘束値となる。

8)わが国の3/4値の入射表面線量は、すべての部位で、IAEAの基礎となる3/4値よりも小さく、わが国ではIAEAのガイダンスレベルを超える施設数はすべて10%以下である。

9)わが国で患者の被曝低減を実現する方法として、第一にX線診断の最適化と正当化を厳密に行うこと。第二に、過剰な線量となる条件にて撮影を行っている一部分の施設に対

し、撮影条件を解析し、その原因を究明し、被曝低減を行うことによって平均値を中央値にまで減少させることが重要である。

本研究は厚生省科学研究費補助金・厚生省健康政策研究事業(古賀班)および、日本医学物理学会のJAMP課題別研究会(TORG)の援助を受けた。

また、アンケート調査にご協力いただきました全国の診療放射線技師の諸兄に深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) UNSCEAR 1993 Report: Sources and Effects of Ionizing Radiation, United Nations Publication Sales No.E.94.IX.2, New York, 1993
- 2) 菊地 透: 医療被曝低減への挑戦 II, 低減目標への提言, 日本放射線技術学会雑誌 51: 1681-1684, 1995
- 3) 菊地 透: 医療放射線防護の品質保証, 医療放射線防護News Letter, No.14, 1995
- 4) ICRP Publication 60: 国際放射線防護委員会の1990年勧告, 日本アイソトープ協会, 1991
- 5) IAEA BSS9: International Basic Safety Standards for Protection Against ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, FAO・IAEA・ILO・NEA・PAHO・WHO, 1993
- 6) IAEA Safety Series No.115-I: International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources: FAO・IAEA・ILO・NEA・OECD・PAHO・WHO, 1994
- 7) 森 剛彦, 村田 勉, 高橋雪夫, 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・NDD研究班, 1984
- 8) 高橋雪夫, 森 剛彦, 田村正夫, 他: X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法の研究(第1報), 表面線量を左右する誤差因子とその大きさ, 第40回日本放射線技術学会総会抄録集 760, 1984
- 9) 田村正夫, 森 剛彦, 村田 勉, 他: X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法の研究(第2報), 表面線量に影響を与える基礎因子と加重係数, 第40回日本放射線技術学会抄録集 761, 1984
- 10) 村田 勉, 岡本治夫, 森 剛彦, 他: X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法の研究(第3報), 新しいNDD表面線量簡易換算式とその制度, 第40回日本放射線技術学会総会抄録集 762, 1984
- 11) 森 剛彦, 田村正夫, 村田 勉, 他: X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法の研究(第4報), Challow Chamber による表面線量測定上の諸問題, 第41回日本放射線技術学会総会抄録集 210, 1985
- 12) 岡本治夫, 森 剛彦, 田村正夫, 他: X線診断領域の表面線量測定と簡易換算法の研究(第5報), 昭和60年度全国放射線技師会総合学術大会, Congress Handbook: 198-199, 1985
- 13) 森 剛彦, 村田 勉, 高橋雪夫, 他: X線診断領域の線量測定と簡易換算法を導くためのX線装置の基礎的因子の解析に関する研究, 基礎データ集, 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・NDD研究班, 1989
- 14) 茨城県被曝低減委員会: X線診断領域における患者の表面入射線量簡易換算式, NDD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, 1996
- 15) 森 剛彦, 佐藤 斉, 鈴木光昭, 他: アンケート調査に基づくX線撮影条件から求めるNDD表面線量簡易換算法の計算精度向上のための改良に関する研究, 平成6年度厚生省科学研究, 医療における放射線利用の質の評価と防護に関する研究(古賀班)報告書 2: 1-11, 1995
- 16) 森 剛彦, 佐藤 斉, 鈴木光昭, 他: 理論計算によるX線検査時の患者被曝線量推定に関する基礎的研究, 平成6年度厚生省科学研究, 医療における放射線利用の質の評価と防護に関する研究(古賀班)報告書 2: 12-47, 1995
- 17) 森 剛彦, 武藤裕衣, 鈴木光昭, 他: 医療被曝のガイダンスレベルの設定に関する研究, 鈴鹿医療科学大学紀要 4: 109-129, 1997
- 18) 日本医学放射線学会・ICRP勧告の日本人への適用に関する調査委員会: ICRP勧告の日本人への適用に関する報告書: 1-43, 1998
- 19) 日本医学放射線技術学会関東・東京部会・放射線管理研究会: 医療被曝あなたの施設は..., 胸腹部撮影における入射表面線量, 広域の実態調査から: 1-25, 1996
- 20) 鈴木昇一, 藤井茂久, 折戸武郎, 他: わが国におけるX線撮影時の被曝線量解析, 過去23年間の推移について, 日本放射線技師会雑誌 555: 382-393, 1999
- 21) Dosimetry Working Party of the Institute of Physical Sciences in Medicine: National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology, Institute of Physical Sciences in Medicine, National Radiological Protection Board, College of radiographers, 1992 Penelope J.Roberts: Patient Dosimetry Diagnostic Radiology, ICRU News 12, 1992
- 22) Wall BF: How to Assess the Dose to the Patient in Diagnostic Radiology. Ninth International Congress of the IRPA 9: 17-19, 1996