

■ REVIEW ARTICLE

電離箱線量計による放射線治療のための線量統一の歩み

川島 勝弘

PROGRESS OF DOSE CONSISTENCY FOR RADIOTHERAPY WITH THE IONIZATION CHAMBER METHOD IN JAPAN

Katsuhiko KAWASHIMA

Abstract The changes of the definitions and the units of radiation quantities, absorbed dose, exposure and kerma, are reviewed with chief events related to radiation dosimetry both at home and abroad. Several dosimetry intercomparisons have been made for ^{60}Co gamma-rays, high energy x-ray and electron beams and small sources for RALS from 1968 to 1979 in Japan.

In order to ensure dose consistency among radiotherapy hospitals in Japan, the Regional Dosimetry Centers in medicine and biology were established by the Japan Radiological Society in 1971. The first national megavoltage calibration protocol for the determination of absorbed dose in radiotherapy was published by the Japanese Association of Radiological Physicists, JARP, in 1972 and the newest revised one in 1986. In the protocol, ionization chambers, specially JARP level dosimeter as reference dosimeter in the facility, are recommended because of their availability, excellent reliability, precision and over 30 years extensive experience.

The ionization chambers are calibrated at ^{60}Co gamma rays against one of 14 Regional Dosimetry Centers traceable to the national standard of the Electro-Technical Laboratory, ETL, through the National Institute of Radiological Sciences, NIRS. Therefore, practical know-how on ionization chambers are also presented on fifteen main items. One of the issues on dosimetry for radiotherapy in the future will be the correction method for inhomogeneous layers in patients.

Key Words: dose consistency, dosimetry intercomparison, ionization chamber, traceability, history of dosimetry, Regional Dosimetry Center

1 はじめに

レントゲンが1895年にX線を発見してから、今年でちょうど百年目にあたる。放射線関連学会による記念行事で今年は賑わうことであろう。1896年に、Voigtが鼻咽頭癌にX線を照射し、痛みを緩和したのが放射線治療の始まりといわれる。スウェーデンのSogrenとStenbeck (1899) による、72才の婦人の鼻翼皮膚癌治療が、最初の放射線による癌治療の成功例として成書に謳われている。幸い今ではわが国でもX線や電子線のみならず、陽子線、中性子線さらには炭素線による放射線治療が行われるまでに発展している。

こうした放射線治療の発展には、精巧な治療機器の進歩、診断機器、治療計画装置等の周辺理工学機器の進歩、さらには線量の時間配分（分割）や線量効果関係等の放射線腫瘍学の進歩が大きく寄与している。

放射線治療をより効果的に発展させるためには、標的容積への的確な線量の投与と同時に、病巣及び周辺健常組織に対する線量効果関係や線量障害関係の正確な把握がその根底として必要である。こうした放射線腫瘍学に関する情報は、関連部位の組織吸収線量に著しく依存し、毎日正しい線量が患者に照射されているかどうかの一つのカギとなる。

かかる腫瘍の制御率や正常組織の障害発生率のデータを得るためには、放射線単独治療が減少しつつある現在、1施設だけのデータの蓄積だけでは不可能で、他施設間の相互協力と情報の交換が不可欠である。さらにそのためには、少なくとも多施設間で治療線量が統一されていることが大前提となる。

その標的線量の精度を、 $\pm 5\%$ 以内にすることが目安とされているが、ICRUレポート (No.24, 1976) に記載のように、第一段階として、ファントム照射の段階で 2.5% 以下にする必要がある。毎日の照射及び多施設間でこれらを維持することは至難の技である。

この総説は、我が国に於ける地味ではあるが重要な線量統一の進歩に関するものである。

なお、慣用X線やガンマ線に対する照射線量の国家標準は確立しているが、高エネルギーX線に対してはその標準はなく、まして、吸収線量に対する国家標準は、どの放射線に対してもないのが

現状で、放射線治療のためには、当事者が自ら責任を持って測定することになる。

国家標準に対するトレーサビリティを保ちつつ、国内の治療線量を統一する方法として、我が国では、 ^{60}Co 線の照射線量で校正された電離箱線量計を用い、吸収線量測定プロトコルに従って算定する方式が採用されている。まずは、線量の定義の変遷などドシメトリに関する進歩からレビューしてみる。

2 ドシメトリ及び関連事項の歩み

世界に於けるドシメトリの歴史は以外と古い (Table 1及び2参照)。X線発見の翌年1896年11月に J. Perrinが空気コンデンサを用い、X線により生じた電荷の放電を測定している。それ以降 G. Contremoulinsが蛍光法、G. Holzknechtが化学線量計、R. Kienboeckが感光紙を用い治療線量の測定を試みている。因みに H. Geigerが E. Rutherfordと共に開発し、さらに Muellerの助けでいわゆる G.M.

Table 1 Domestic and Foreign Milestones in Radiation Dosimetry for Radiotherapy. Part 1.

1895	W.C.Roentgen	X線を発見
1896	J.Perrin	空気コンデンサを用い電離のロスを測定
	Voigt	鼻咽頭癌にX線を照射し鎮痛効果
	東京帝大理科大学	X線の実験開始
	島津源蔵	X線装置の製作開始
1898	M.&P.Curie	ラジウムを発見
1899	Sogren&Stenbeck	鼻翼皮膚癌治療に成功
1901	国内	本邦にて皮膚病にX線の照射
1902	G.Contremoulins	X線治療の線量評価に蛍光法を導入
	G.Holzknecht	"chromoradiometer"と呼ぶ化学線量計を開発
1903	田中龍愛橋	Raを日本に持ち帰る
1904	国内	悪性腫瘍のX線照射例報告始める
	P.Curie&Laborde	熱量計法でRaのエネルギー放出を測定
1908	P.Villard	空気の電離に基づく線量単位を提唱
1910		ラドン線の単位としてCurieが定義
1912	J.W.Boag	電離箱内の電離と阻止能との関係発表、空洞原理
1913	T.Christen	X線治療の透過力評価に半価層の概念を提唱
	T.Christen	"dose"と呼ぶ量を定義し提唱
1914	W.Duane	X線の強度指標として電離に基づく"E"を提案
1916	W.Friedrich	X線の線量単位として静電単位"e"を提案
1920	L.Seitz&H.Wintz	"skin-unit dose"を放射線治療に導入
1922	向井又吉	レントゲン線の測定法について発表
1923	W.Duane	自由空気電離箱を作製
1925	Fricke&Glasser	空気型指頭型電離箱を開発
1927	島津製作所	X線量計の輸入販売を開始
1928	ICRU	Stockholm会議にて国際単位としてrを採用
	Otto Glasser et al	ビクトリーンコンデンサーメータの原型製作
1929	L.H.Gray	Braggの測定原理を数式化、Bragg-Grayの空洞原理
1930	H.A.Bethe	阻止能の理論式発表
	藤本慶治	キュストナ線量計で絶対測定
1932	L.S.Taylor	レントゲン値決定用標準空気電離箱を開発
1934	Paterson&Parker	Ra線量測定にManchester Systemを導入
1935	電気試験所	標準電離箱を設置
	山川・三輪	r単位によるRa線の測定

Table 2 Domestic and Foreign Milestones in Radiation Dosimetry for Radiotherapy. Part 2.

1937	ICR	第5回Chicago会議にてr単位の定義を改訂
	G.Failla	外挿電離箱を作製
1939	Gray&Read	"energy unit"を中性子測定のため導入、吸収線量の基
1949	H.E.Johns et al	MixDファントム材開発
1951	H.E.Johns et al	Tele- ^{60}Co を完成
1953	H.E.Johns et al	TAR提唱
1954	ICRU	吸収線量の名称および単位radを採択
	日医放学会	物理委員会を設置
	R.I.協会	^{60}Co 線源を輸入
1956	Hine&Brownell	"Radiation Dosimetry"編集、発行
1957	物理委員会	空洞理論を討論・吸収線量radの講演を開催
1958	W.C.Roesch	KERMを提唱。ICRU1962年にKermaを定義
	尾内・橋本	MixDPを開発
1962	ICRU	"exposure dose"からdoseを削除"exposure"とする
1964	HPA	X、 γ 線用線量測定プロトコル作成
	電気試験所	^{60}Co 線の照射線量標準確立
1965	日医放学会	物理部会と名称変更
1968	ICRU	照射線量の定義を変更
	川島勝弘	TFR提唱
1969	川島・小山ら	X線電子線共通式、ルサイト電離箱の長所 ビルドアップキャップの取扱いを発表
1971	日医放学会	医療用線量標準地区センターを11ヶ所に設置
	ICRU	吸収線量を微分量かつ点における量として定義
1972	物理部会	"吸収線量の標準測定法" (γ 線・X線用)
	応用技研	JARP標準線量計を市販
1974	物理部会	"吸収線量の標準測定法" (電子線用)
	松沢、川島、平岡	電子線用線量交換係数の電離箱壁材依存性を提示
1976	物理部会	医療用標準線量研究会発足
1978	通産省	計量法改正、Bq/C/kg.Gyを採用
1980	NACP	近代的測定用プロトコルを発表
1981	川島勝弘ら	RALSの出力測定にサンドイッチ法開発
1984	JARS	第1回学術総会開催
1986	物理部会	"吸収線量の標準測定法"改訂版[X、 γ 及びe線用]
1987	IAEA	吸収線量測定プロトコル発行
1988	JASTRO	JARS解散、翌年第1回学術総会開催

カウンタ (G.M.管は1928年に完成) の原型を発明したのがこのころ1906年のことである。

1908年に, P. Villardにより空気の電離に基づく線量単位が提案され, 1920年には, L. SeitzとH. Wintzが放射線治療に“skin unit dose”を導入した。さて, 本論に最も関係の深い指頭型電離箱を開発したのは, H. FrickeとOtto Glasser (1925) である。その年に第1回ICRがLondonで開催され, “International x-ray Unit Committee”も設けられ, それが第2回Stockholm会議で現在のICRUとなり, 国際単位として“r”を採用した (ICRU No.1, 1927; No.2, 1928)。

かの有名なVictoreen condenser r-meterの原型となったコンデンサ形線量計は, Otto Glasser, U.V. Portmann, V.B. Seitz (1928) により, X線とラジウムの線量測定用として作られた。初代ICRU委員長のL.S. Taylorが, レントゲンの値を決めるため, USAの国家標準空気電離箱を完成したのは1932年のことである。

1913年, Christenは, “dose”なる用語を提案し, “単位体積あたりに吸収された放射エネルギー”すなわち単位立方センチメートルあたりのエルグによって表せると考えた。残念ながら先端的提案のため, 周りの人達は理解出来なかったようである。Zimmer (1938) やGrayとRead (1939) は, 中性子の測定にも適用できるよう“energy unit”として“組織の単位体積に吸収されるエネルギーが, 1rの γ 線を照射された水の単位体積あたりに吸収されたエネルギーに等しいような, 電離放射線によって組織に与えられる線量”を提案した。H.M. Parker (1948) も後に粒子線にも適用できるthe roentgen-equivalent-physical (rep) として, “組織に84 ergs/cm³のエネルギー吸収を生じる電離放射線の線量”を定義した。後に93 ergs/cm³と変えたが, これは“energy unit”の値と同じである。当時としては, 光子以外にも適用出来る画期的な量であり, 現在の吸収線量の概念の基といえる。

ICRUは, Copenhagen会議で初めて吸収線量 absorbed doseの名称を与え, 単位はラドradで, グラム当たり100 ergであり, その定義は (ICRU No.7, 1954), “問題とする場所における照射を受けた物質の単位質量あたりに, 電離粒子によって

物質に付与されるエネルギーの量amount”と決めた。単位の名称と単位そのものがラド (rad) と同じな変則的なものである (1 rad = 100 erg/g)。参考までに, ICRU (No.33, 1980) による現在の定義は, “吸収線量 D は, $d\bar{\epsilon}/dm$ による商である。ここで, $d\bar{\epsilon}$ は, 質量 dm の物質に電離放射線によって付与された平均エネルギー” (1 Gy = 1 J kg⁻¹) であるが, 微分量の平均値という奇妙な量がでてくる。

レントゲン単位のさがけは, Villard (1908) の“0℃, 760 mm Hg気圧の空気1 cm³に1 esuの電荷を生じるような量amount”であろう。1928年のICRUのレントゲンの定義は, “レントゲンとは, 二次電子を充分利用し, 電離箱壁効果が避けられたとき, 0℃, 76cm水銀圧の大気1cm³中に, 飽和電流で1 esuの電荷が測定されるような電導度を生じるX線の量quantity”であった。初めはその対象としている量と単位の名称の間にやはり区別がなかった。初めてそれらが区別され, 0.001293gなる数字が現れたのは1937年のことである (ICRU No.5, 1937)。照射線量exposure doseの名称は1956年の会議で初めて出てくる (ICRU No.8, 1957)。

ICRU (No.33, 1980) による現在の定義は“照射線量exposure X は, dQ/dm による商である。ここで値 dQ は, 質量 dm の空气中に光子によって発生した全ての電子 (陰電子と陽電子) が, 完全に空气中で停止したとき, 空气中に生じた片方の符号のイオンの全電荷の絶対値である”であり, その単位はもちろんCkg⁻¹ (1 Ckg⁻¹ = 3876R相当) である。

また, 当時, 速中性子を扱うグループが用いていた“first collision dose” (単位rad) (NBS HB 75, 1961) に反対の立場のICRUは, 放射線場を表現する量としては垂流ながら, Roesch (1958) の提案 KERMを受け入れ, “Kinetic Energy Released in Matter”からkermaと呼ぶ量を定義した。当初は, “rad”はカーマの単位として採用されていなかった。

現在のカーマの定義は (ICRU No.33, 1980), “カーマ K は, dE_{tr}/dm による商である。ここで dE_{tr} は, 質量 dm の物質中に非荷電電離粒子によって放出された全荷電電離粒子の初期運動エネルギーの総和である”であり, 量カーマの単位の特別名称もグレイGyと, 吸収線量と同じになっている。

なお、放射線の量及び単位に関する歴史はJ.R. Greening¹⁾に、放射線医学の理工学分野の歴史は尾内²⁾に詳しい。

3 治療線量の相互比較と医療用線量標準センターの設立

英国では、国立物理学研究所 (NPL) が、早くから2 MV X線に対する照射線量を確立し、線量計も、NPLで校正を受けたF.T. Farmer (1955) によって開発されたBaldwin-Farmer Sub-standard dosimeterが普及し、治療線量システムを確立していた。本邦も1964年になって、電気試験所（現電子技術総合研究所）に、治療レベルでの⁶⁰Coγ線に対する照射線量が確立しつつあった。

放射線医学総合研究所物理研究部二研では、吸収線量の国家標準がないことと、その必要性から治療レベルでの照射線量、さらに吸収線量への換算係数などについて早くから研究をしていた。1966年、塚本斑がNPLで校正したBaldwin-Farmer標準線量計を放医研に設備したが、⁶⁰Coγ線に対し放医研と両者間で良い一致がえられた。

1968年11月から1969年6月にかけて、放医研橋詰、加藤、岩手医大樋口により、本邦に於ける大規模な⁶⁰Coγ線線量の相互比較が行われた。ピクトリーンrメータを151施設へ持参しての大労作である。文献的記録がないので後世への貴重な記録としてその一部を以下に記載する。

まずFig. 1に放医研の値とのずれ(%)を示した。±2%以内の優れたものが23%もあり、±5%以内のものが44%もあったことは、当時の状況からみて驚きに値する。使用されていた線量計は、東芝55、島津11、RadoconまたはVictoreen 30、Siemens 15台その他3台、計114台である。Fig. 2は、地域によりどの程度の差があるか調べたもので、線量計の台数とずれの平均(%)を示した。当時の線源放射能は、37TBq (1kCi) 以上の装置が73台、以下のものが78台で、それに対するずれの平均値はそれぞれ6.3%と9.5%であり、高線量率、SSD（またはSTD）の大きな方がやはり成績が良い結果となっている。しかし、74TBqで35%の誤差の施設もあった。

以上の結果からみる限り治療成績を全国レベル

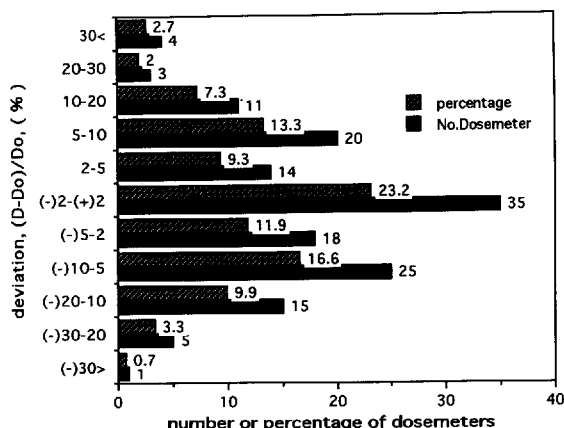


Fig. 1 Results of Cobalt-60 dosimetry intercomparison in 1969. The number of dosimeters and their percentages to the total in each deviation are shown.

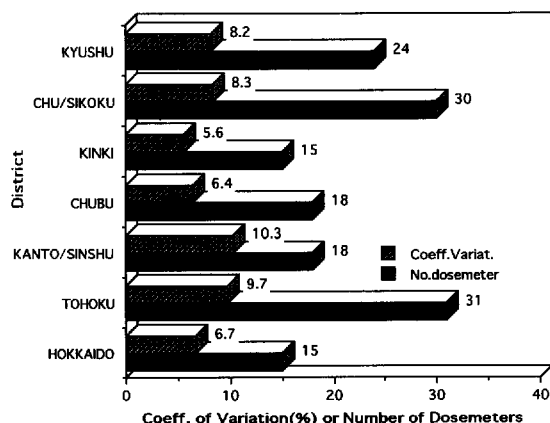


Fig. 2 Results of Cobalt-60 gamma dosimetry intercomparison in 1969. The number of dosimeters and their mean coefficients of variation in various districts in Japan are shown.

で議論する事は難しい。そこで日医放物理部会（現在の日医放物理学会，JARP）により治療線量の全国統一が計画された。

基準となる線量計の統一から始まり、電離箱部、電位計部、⁹⁰Srチェック用線源などの設計、開発が放医研で行われた。幸い3芯ケーブル、タバコ箱大のオペレーショナルアンプの市場開発があり、現在のJARP線量計の原型が作製された。

次いで、日医放物理部会が日本医学放射線学会理事会にお願いし、医療用線量標準センターを全国11ヶ所に設置してもらうことができた(1971)。しかし、設立後数年間はその利用数は少なく、日

医放に放射線腫瘍学委員会が設けられた際、委員としてその利用を訴えたが、国立大学所属の委員は、国の予算措置がなくてはできないなど、そこに努力はなく、当時の治療線量に対する認識は低かった。

1971年5月、同じく橋詰らにより、都内30の治療施設の ^{60}Co 線の2回目の相互比較が行われている。Fig. 3にその結果を示した。可成りの改善が

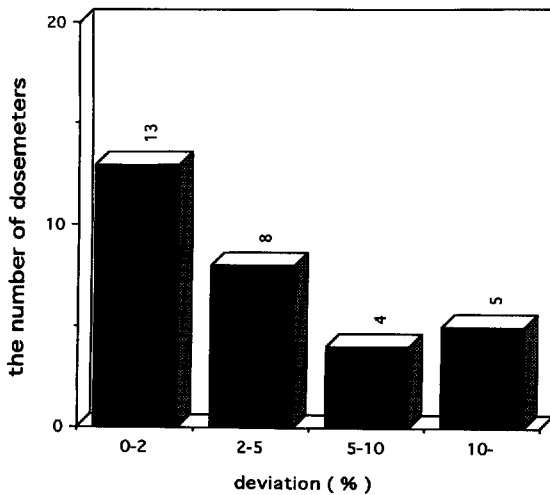


Fig. 3 Results of cobalt-60 gamma-ray dosimetry intercomparison between NIRS and radiotherapy facilities in Tokyo in 1971.

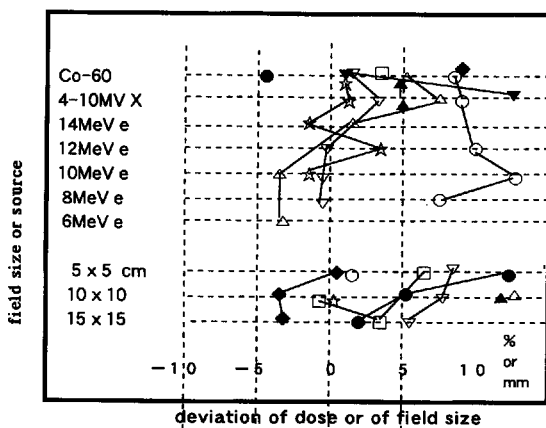


Fig. 4 Results of dosimetry intercomparison between NIRS and national hospitals in 1975. The deviations of doses in percent and of field sizes in mm are shown.

みられる。しかし、まだ誤差5%以上の施設が3割もみられた。

1975年、北川斑の依頼により国立病院9施設の ^{60}Co 線の線量と照射野、高エネルギーX線、電子線の線量について相互比較を行った。その結果をFig. 4に示した。各施設は、その地域での指導的病院であること、日医放物理部会から“吸収線量の標準測定法”が発行されていること、医療用線量標準センターが設置されていたことなどを考えると、3施設が5%以上の誤差であったことは惜しまれる。また、照射野の精度管理も不十分なのであった。

1979年、重松斑の依頼で、高線量率RALS用線源の出力測定法としてサンドイッチ法を開発し、その方法により19施設の線源強度の測定と、線源中心位置の実際とのずれをフィルム法で一部をチェックした。それらの結果をFig. 5に示した。

当時の測定技術からみて、線源中心のずれ2 mm以下、線源強度差5%以内を各施設に期待していた。現在、医療用線量標準地区センターでこの測定方法でユーザーの要望に応じられるようになっている。また、RALS線源などのドシメトリ体系確立のため、JARSモノグラフとして“RALSの線量計算基準”⁴⁾も編集発行した。

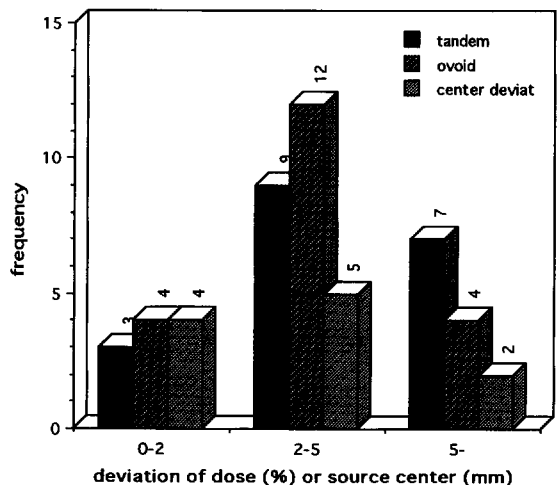


Fig. 5 Results of output intercomparison from small sources for RALS with deviation check of source center in 1979.

4 医療用線量標準地区センターの活動とトレーサビリティ体制

1971年に医療用線量標準地区センター（以下地区センターと呼ぶ）が発足した当時は、11地区センターであったが、現在では14地区センターが活動している。各地区センターは、JARP線量計と呼ぶ皆同じ電位計、2本の電離箱、 ^{90}Sr チェッキング線源を備えている。1976年から医療用標準線量研究会を組織し、地区センターの技術と信頼度を高めるため、毎年8月末もしくは9月初めの金・土曜日に全地区センターが一堂に会し、放医研と相互比較を開始している。Table 3にその結果を示したが、3回目以降、最後の欄にみられるように、放医研の値との間で1%を越える電離箱の本数の割合は激減した。また、第4欄の（放医研／センター平均）の値から判断し、各地区センターとも、高精度であり信頼できるといえる。

現在、医療用線量標準地区センターの活動は、1988年度から日本医学放射線学会事業の一つとして行われている。また、同年に、“高エネルギー放射線治療における吸収線量の評価に関する勧告”を会告（日本医放会誌48巻2号）で出し、利用の拡大を図ってきた。その利用状況をFig. 6に示した。ただし、図中1976年の264件は、1971年からの累積件数である。はじめは極めて低調な利用状況であったが、放射線治療システム研究会JARSの設立（1984）、特に日本放射線腫瘍学会JASTROの設立（1987）を期に増大しはじめた。

1990年、JASTRO研究調査委員会“線量評価研究グループ”（代表川島）の、“治療用線量管理実態調査”および“不均質補正実態調査”に関する調査結果⁵⁾によれば、349施設が放射線治療実施施設として回答をよせている。また、第4回JASTRO学術大会（会長：恒元、1991）に向け、放射線治療実態調査委員会が行った放射線治療に関する調査⁶⁾でも、1990年度内に378施設が、62,829人の患者に対し放射線治療を実施している（Table 4, 5参照）。放射線治療の実態を垣間みることができよう。

平成に入ってから地区センターの利用数は、年間300件前後までになり、上記調査結果と比べほ

は満足すべき数字に近いものとなっている。日本医学放射線学会では、2年毎に地区センター利用施設名を学会誌に発表しているが、放射線治療実施施設の全施設名が掲載される日の来ることをJASTROも努力目標の一つとすべきと考える。

現在、本邦における放射線治療用線量のトレーサビリティ体系は、Table 6のようにになっている。放医研の複数の線量計が、毎年電子技術総合研究所に持ち込まれ、 ^{60}Co γ 線で校正を受けている。

Table 3 Results of dosimetry intercomparison between NIRS and 14 regional dosimetry centers

回数	測定日	場所	放医研／センター平均	本数*
1	1976.9.04	放医研	1.000 $\pm$ 0.9%	5/14
2	1977.9.03	放医研	1.000 $\pm$ 0.6%	2/15
3	1978.9.02	放医研	0.998 $\pm$ 0.7%	1/15
4	1979.9.05	愛知がんセ	1.000 $\pm$ 0.6%	1/13
5	1980.9.06	放医研	0.999 $\pm$ 0.4%	0/16
6	1981.9.05	広大原医研	1.004 $\pm$ 0.4%	1/19
7	1982.9.04	神戸大	1.000 $\pm$ 0.6%	1/17
8	1983.9.03	癌研/放医研	0.999 $\pm$ 0.6%	2/20
9	1984.8.31	新潟大	1.002 $\pm$ 0.3%	0/22
10	1985.9.07	放医研	1.002 $\pm$ 0.3%	0/25
11	1986.9.06	癌研/放医研	0.994 $\pm$ 0.5%	2/28
12	1987.9.05	岩手医大	1.001 $\pm$ 0.3%	0/28
13	1988.9.03	癌研/放医研	0.999 $\pm$ 0.4%	0/26
14	1989.8.26	京都大	0.999 $\pm$ 0.2%	0/26
15	1990.9.01	愛知がんセ	1.001 $\pm$ 0.2%	0/26
16	1991.8.31	徳島大	1.000 $\pm$ 0.3%	0/26
17	1992.8.29	九州大	1.000 $\pm$ 0.2%	1/26
18	1993.8.28	放医研	0.998 $\pm$ 0.2%	0/27
19	1994.9.03	新潟大	1.003 $\pm$ 0.3%	0/26

*（誤差1%以上の電離箱本数）／（相互比較を受けた全本数）

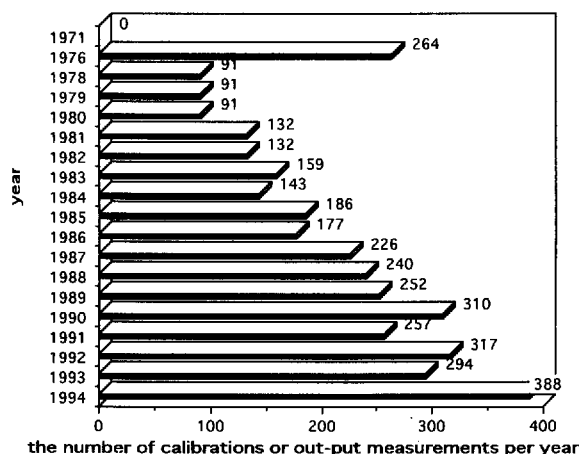


Fig. 6 Changes of the number of dosimeter calibrations and of output measurements per year from 1971 to 1994 made by 14 regional dosimetry centers.

そのデータの一部をTable 7に示したが、極めて安定し精度の高いものといえる。

これまで、放医研と海外放射線関連施設との間でも、中性子や陽子線など様々な線量の相互比較を行ってきた。日本と各国との線量に関する様子を理解する意味で、 ^{60}Co γ線の相互比較をTable 8

Table 4 The number and location of radiotherapy facilities in Japan surveyed by questionnaires in 1990.

地域	発送数	回収数 (%)	放射線治療 実施施設数(%)
北海道	31	14 (45)	14 (45)
東北	57	32 (56)	29 (51)
関東	197	133 (68)	115 (58)
北陸	35	20 (57)	15 (43)
東海	123	63 (51)	53 (43)
近畿	116	60 (52)	53 (46)
中国	67	31 (46)	30 (45)
四国	47	19 (40)	17 (36)
九州・沖縄	105	59 (56)	52 (50)
全 国	778	431 (55)	378 (49)

Table 5 Classification of hospitals with the number of radiotherapy facilities and of patients treated by radiation in 1990.

治療施設分類	施設数	患者数 (平均)
大学病院	78	23,847 (306)
国立病院	62	7,348 (119)
公立病院	111	12,815 (115)
赤十字・済生会病院	34	3,685 (108)
企業・公社病院	14	1,351 (97)
労災・国保・社保・共済・厚生	35	3,284 (94)
がんセンター・成人病センター	14	6,201 (443)
医師会病院など	26	3,504 (135)
その他	4	794 (199)
全 病 院	378	62,829 (166)

Table 6 Traceability of ^{60}Co γ-ray dosimetry for radiotherapy in Japan.

カテゴリ	施設	線量計
国家標準	電子技術総合研究所	グラファイト球形電離箱
医療用一次標準	放射線医学総合研究所	JARP線量計 NPL治療レベル線量計
医療用二次標準	日本医学放射線学会 医療用線量標準センター 14地区センター	JARP線量計
実用標準	放射線治療施設 (地区センターにて リファレンス線量計を校正)	リファレンス線量計: JARP型 フィールド線量計: 各種

に示した⁷⁾。

ところで、計量法が平成4年5月に改正され、計量行政室を中心に政省令が整備され、平成5年11月から施行となった。新たに“トレーサビリティ制度”が作られ、放射線分野では、防護レベルの照射線量計が、この制度の基でトレーサビリティ体系を形成する計器として指定されている。これからの計量標準供給システムは、Fig. 7のようになると予想される。将来、放射線治療レベルの線量計も指定される可能性がある。今から準備をしておくべきかもしれない。しかし、治療レベルに対する今の規制緩和の自主的状态を持続し、行政側が不安を持たない状況を作り上げ維持していくことの方がJASTROの課題であろう。

Table 7 Results of the exposure calibration factor for ^{60}Co of NIRS's Dosimeters made by ETL.

Date	JARP-Dosimeter			NPL-TL-2561
	NIRS-2	NIRS-4	#114	
1982.7	0.973	0.940		1.090
1983.8	0.968	0.936		1.079
1985.7	0.969	0.938	0.922	1.078
1986.8	0.969	0.939	0.924	1.080
1986.11		0.940	0.925	
1987.8	0.971	0.941	0.926	
1988.8	0.969	0.940	0.924	1.081
1989.8	0.973	0.943	0.928	1.082
1990.8	0.970	0.941	0.925	1.082
1991.8	0.969	0.940	0.924	1.078
1992.7	0.968	0.940	0.925	1.081
1993.8	0.971	0.940	0.928	1.081
1994.8	0.968	0.940	0.926	1.081

Table 8 Results of International ^{60}Co gamma-ray dosimetry intercomparison between NIRS and foreign radiation facilities.

Year	Facility	NIRS/Facility	Dosimeter	Remarks
1976	TAMVEC/ MDAH	0.999	I.C.	NDI
1976	UW	0.991	I.C.	NDI
1980	SKI	1.000	I.C.	PDI
1980	MGH	1.001	I.C.	PDI
1981	BIPM	0.999	Fricke	GDI
1983	CH	0.998	I.C.	GDI

TAMVEC: Texas A&M Univ., USA MDAH: M.D. Anderson Hospital, USA
 UW: Univ. Washington, USA SKI: Sloan-Kettering Institute, USA
 MGH: Massachusetts General Hospital CH: Christie Hospital, GB.
 BIPM: Bureau Internationale des Poids et Mesures,
 I.C.: Ionization Chamber NDI: Neutron Dosimetry Intercomparison
 PDI: Proton Dosimetry Intercomparison
 GDI: Gamma Dosimetry Intercomparison

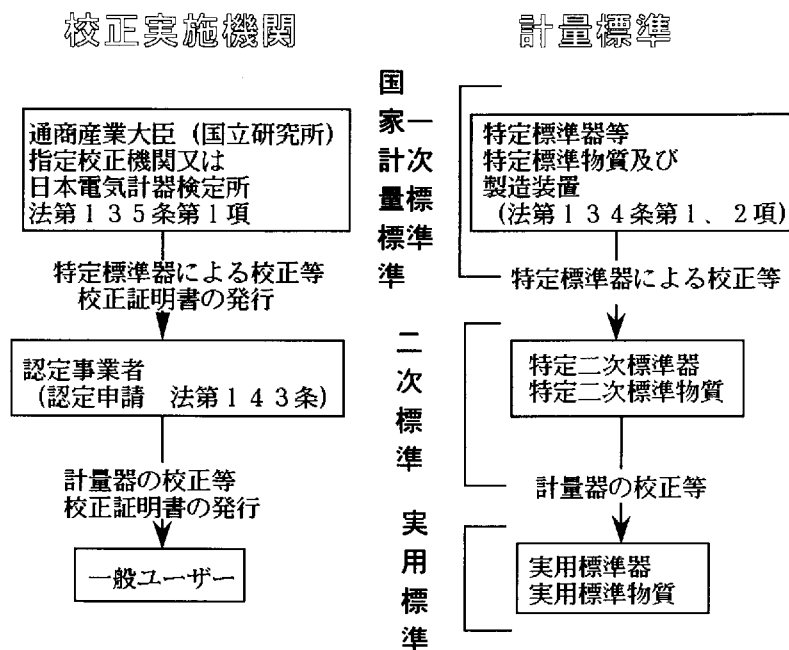


Fig. 7 Traceability and supply system of national standard

5 JARP吸収線量標準測定法の問題点

放射線治療のための吸収線量の測定用プロトコールとして初めて発表されたのは、著者の知る限り、1964年の英国病院物理学会HPAのものであろう。これまで報告されている同種のプロトコールの一覧表をTable 9に示した。

本邦の初期のものははじめ1980年以前のものであるが、電離箱の寸法、壁材質に対する制約もなく、実効測定点、質量阻止能の扱い $[(S_{col}/\rho)$ と (L/ρ) との差] などについて考慮の足りない単純なものであった。この点から判断すると、それまでに測定された線量分布データ等も多少精度の劣るデータであったと思われる。すなわち、1980年以前の深部量百分率などの測定データの再検討も必要といえよう。

上記の問題点を考慮した初めての近代的プロトコールは、北欧臨床物理学会NACP (1980) によるものである。日医放物理部会も、それまでの会員の研究成果からも見直しの必要性を感じ、高エネルギー放射線標準測定検討委員会（委員長：岡島俊三）を組織し検討を開始した。

Table 9 List of Radiation Dosimetry Protocols for Photon and Electron Beams in Radiotherapy.

year	X or γ -ray	electron
1964	HPA (Great Britain)	AAPM-SCRAD(USA)
1966		
1969	HPA ICRU14	
1971	AAPM-SCRAD	HPA 5-35MeV
1972	NACP(Nordic) JARP(Japan)	NACP ICRU21 DIN6847(Germany)
1973	ICRU33	
1974		JARP
1975	AAPM(linac)	HPA 5MeV $\geq$
1976	DIN6809	DIN6809
1980	NACP 1-50MV DIN6800 -50MV	NACP 1-50MeV DIN6800 1-50MeV
1981	NCRP(USA)	
1983	AAPM 2-45MV HPA 0.04-35MV	NACP 15MeV $\geq$ AAPM(TG21) 1-60MeV
1984	SEFM(Spanish)	ICRU35 1-50MeV SEFM 1-50MeV
	-50MV	HPA 1-30MeV
1985	BNM(France) -50MV	BNM 1-50MeV
1986	JARP 2-35MV	JARP 2-30MeV
1987	IAEA	IAEA
	AIFB(Italy) 1-40MV	AIFB 1-40MeV

1983年には、北米医学物理学会AAPMから、JARPが作成の目標とした理想に近いプロトコルが発表された。しかし、依然として納得のできない課題が幾つか残り、ミスなども見つかった⁸⁾。そのうちの 하나가、いかに放射線の線質を決定するかにあった。^{9), 10)} また、質量阻止能、W値の評価はもちろんのこと、それらに影響を与える湿度をどうするかも問題であった。一応、これらについては、その時点ではベストと考えられる結論を採用している¹¹⁾。しかし、今後とも続けて検討を要する課題である。特に質量阻止能は、密度効果補正の評価により可成り差が生じるので¹²⁾、過去及びこれから一番の課題といえよう。

初期と現在のものでどう異なるか、校正点での電子線の吸収線量を求める式を、参考のため比較材料として示した^{13), 14)}。

$$D_c(A_0) = C_E \cdot N_c \cdot k_1 \cdot K_1 \cdot M \quad (5-1)$$

$$D_c(A_0) = C_E' \cdot N_c \cdot k_1 \cdot P_d \cdot P_f \cdot P_{ion} \cdot M \quad (5-2)$$

ともあれ吸収線量の標準測定法としては、電離箱線量計を用いることになるので、その習熟が必要である。取り扱い上の注意事項をTable 10に示したので参考としてほしい¹⁵⁾。

6 おわりに

今では、X線、 γ 線、電子線のみならず様々な粒子線も放射線治療に用いられているが、そのための測定原理を、日医放物理学会医学物理データブック委員会（委員長：尾内）編集の“医学物理データブック”¹⁶⁾に記載したので参照されたい。

今回、全く触れず仕舞であったが、標的線量±

5%を達成するためには、不均質層に対する補正法の統一が大きな課題として残されている。JASTRO研究調査委員会の研究グループ（現在の物理系責任者；平岡，入船）の今後の活動に大いに期待するものである。

貴重な資料を医療用標準線量研究会にご寄付の橋詰元物理部会長、地区センター資料提供の放医研物理研究部二研平岡室長及び福村、小俣研究員ならびに地区センター関係者に深謝する次第である。

文 献

- 1) J.R. Greening: Fundamentals of radiation dosimetry. *Medical Physics Handbooks* 6. Adam Hilgar, 1981, 1-160
- 2) 尾内能夫：放射線物理学は放射線治療の進歩にどのように貢献し、どのように寄与できるか—今までの貢献。癌の臨床 $\mathbf{25}$ ：1188-1195, 1979
- 3) 川島勝弘，平岡武，星野一雄 他：高線量率アフタローダの出力測定。日医放物理部会誌 $\mathbf{1}$ ：3-11, 1981
- 4) 佐方周防，川島勝弘編：RALSの線量計算基準—子宮頸癌治療を中心として。放射線治療システム研究会，1987
- 5) 木村千明，平林久枝：放射線治療の精度管理—JASTROアンケート集計に基づく。日本放射線腫瘍学会，JASTRO資料，1991
- 6) 佐藤真一郎，中村譲，川島勝弘 他：放射線治療体制に関する検討。日放腫会誌 $\mathbf{6}$ ：83-89, 1994
- 7) 星野一雄，川島勝弘，平岡武 他：放医研におけるCo-60ガンマ線ドシメトリの国際相互比較。日本医放会誌 $\mathbf{45}$ ：1039-1046, 1985
- 8) 川島勝弘：吸収線量の標準測定法に関するコメント—変位擾乱係数と半径変位法との関係。日本医放会誌 $\mathbf{6}$ ：1066, 1986
- 9) 川島勝弘：放射線治療のための線量測定—その1. 光子エネルギーの決定法。放治システム研究 $\mathbf{2}$ ：17-23, 1985
- 10) 川島勝弘，星野一雄，平岡武：放射線治療のための線量測定—その2. 電子線の平均エネルギーの決定法。放治システム研究 $\mathbf{2}$ ：261-269, 1985
- 11) 川島勝弘，星野一雄，平岡武：放射線治療のための線量測定—その3. 空洞電離箱による吸収線量の測定。放治システム研究 $\mathbf{3}$ ：27-36, 1986
- 12) H. Svensson, A. Brahme: Recent Advances in Electron and Photon Dosimetry. *Radiation Dosimetry - Physical and Biological Aspects*, C.G. Orton, 1st ed. Plenum Press, 1986, 87-170
- 13) 日本医学放射線学会物理部会：放射線治療に於ける高エネルギー電子線の吸収線量の標準測定法。2nd ed, 通商産業研究社, 1978, 1-48

Table 10 Practical know-how on ionization chambers.

検 討 項 目	重 要 度	備 考
1. 形状と寸法	+	6mm ϕ x 20mm, 10mm ϕ x 2mm
2. 壁厚	++	Ac=0.990 : 0.991-0.994
3. 壁物質	++	Aw=0.980-0.982
4. もれ電流	++	測定前後でチェック
5. ステム漏電効果	+	ステム部への照射の有無；極性効果
6. 方向依存性	+	円筒軸；電極面に垂直に照射
7. 極性効果	+	E, F+++ +,-の印加；指示値の平均
8. 線量率依存性	+++	Pion: 1/2電圧法
9. 後方散乱	E, F+	5ml以下の後方物質
10. 場の擾乱	+	E+++ Pf
11. 実効中心	+++	Pd 半径変位法、前壁変位法
12. 大気補正	+++	k1
13. 直線性	+	デジタルボルトメータ、指示値
14. 電離量曲線	E+++	Pfの補正；指示値から
15. 線量（曲線）	+++	Cq(C ₁ , C ₂)；電離値から

E: electron F: flat ionization chamber

- 14) 日本医学放射線学会物理部会：放射線治療に於ける高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法。2nd ed, 通商産業研究社, 1989, 1-119
- 15) 川島勝弘, 平岡武, 星野一雄：放射線治療のための線量測定—その4 電離箱線量計の取り扱い15ヶ条。放治システム研究4：31-38, 1987
- 16) 川島勝弘：電離箱線量計による吸収線量の实用測定原理。医学物理データブック, 医学物理データブック委員会, 日本医学放射線物理学会, 1994, 2.30-2.33

要旨：放射線治療のための線量の統一に関する我が国での進歩発展の歩みを総括した。放射線の量及び単位に関する変遷や、そのための線量測定について関連する歴史的項目も記載した。また、昭和43年から昭和54年にかけて何度か行われたコバルト60ガンマ線、高エネルギーX線、電子線、RALS用密封小線源の線量や出力の相互比較の結果についてもふれた。昭和46年に医療用線量標準センターが日本医学放射線学会によって設立され、また、日本医学放射線物理学会の前身である物理部会によって“吸収線量の標準測定法”の初版が昭和47年、特に改訂版が昭和61年に発行されたことにより、治療線量の全国統一は一段と加速された。そこに推奨されているリファレンス線量計は、電離箱型のJARP形線量計である。電離箱線量計は、扱い易く安定し、精度の高いものではあるが、取り扱いに習熟している必要があるので、そのノウハウについて一覧表で示した。また、国家標準へのトレーサビリティの確保に対しては、個々の放射線治療施設の理解と協力が重要である。今後の治療線量の統一における大きな課題の一つは、不均質層の補正の問題にある。