

AMCoR

Asahikawa Medical College Repository <http://amcor.asahikawa-med.ac.jp/>

北海道放射線技術雑誌 (1992.03) 52号:19~23.

腔内照射における直腸線量測定 ダイオード線量計とX線規格写真から計算した値の比較検討

西部茂美、平田良昭、菊池雄三

《原 著》

腔内照射における直腸線量測定

(ダイオード線量計とX線規格写真から計算した値の比較検討)

西 部 茂 美* 平 田 良 昭* 菊 池 雄 三**

要 旨 RALSを用いた子宮頸癌の腔内照射において、直腸線量計算値より障害の判定の程度を検討した。

X線規格写真より計算した間接値とモニタ線量計直読値との相関をとった。さらには、規格写真上の直腸内における線量最高点の座標を考え、計算結果から正常群と障害群の検定を行った。

5点線量モニタ値とX線規格写真より取得した間接計算値との相関は $r=0.88$ となり、良好な相関を得た。又、直腸内における線量最高点のコンピュータ計算値のTOTAL線量に対するA点線量TOTAL比からF検定を行ったが、統計学上明らかな有意差を認めることが出来なかった。しかし、今後の解析を進めて行くにあたり、大変有用な結果を得た。

北放技術誌 52:19-23, 1992

I. 結 言

近年、子宮頸癌の放射線治療成績が飛躍的に向上している昨今、生存率の向上に伴い、膀胱・直腸の放射線障害が着目されるようになってきている。これらを正確に把握することは大変重要となり、当施設においてもチューブ内に配列されたTLD素子による測定から、ダイオード線量計とパーソナルコンピュータ（以下パソコン）を接続してモニタ値を取り込み、直読型のものにして数年を経過する。

その間、X線規格写真より、原点・タンデム・オボイドの線源位置をディジタイザーにて読み取り、パソコンにてポイントA線量を算定し、照射時間を決定してきた。

そこで今回は、規格写真上の5点線量計間接線量計算値と直読値を比較し、特に障害の有った症例について、モニタ線量計の意義並びに位置関係等を踏まえ、さらには間接線量計算値から種々の考察を得たので報告する。

II. 使用機器

- ・コバルト60 遠隔治療装置(東芝:RCR-120-C3)
- ・コバルト60 体腔内治療装置(島津:RALSTOR-

ON 20 B改良型)

- ・JARP型線量計(応用技研:AE-132 a)
- ・5点線量モニタ(島津:ICD-5)
- ・Mix-Dp(30×30×30cm)
- ・パーソナルコンピュータ(NEC:PC-9801 VM, PC-9801 RA)

III. 方法及び結果

先ず始めに、コバルト60 遠隔治療装置(SSD=80 cm, Field 10×10cm, out put 68.5R/min)を用い、5点線量モニタとJARP型線量計との校正を行った。又、ダイオード線量計の全体図並びにプローブ部をそれぞれFig. 1, Fig. 2に示す。

III-1. 1 繰り返し測定(再現性)

素子番号A~Eの5個について測定した結果を

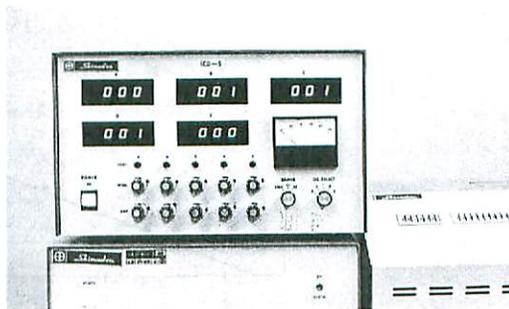


Fig. 1 ダイオード線量計の全体図

* 旭川医科大学医学部附属病院 放射線部

** 旭川医科大学医学部 放射線医学講座
(1991年12月17日 受理)

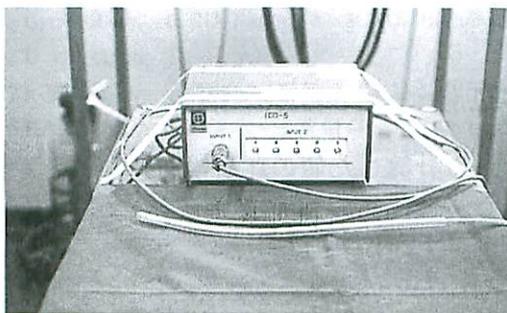


Fig. 2 プローブ部

回数	素子A	素子B	素子C	素子D	素子E
1	52.67	46.44	45.21	50.21	51.31
2	52.67	46.45	45.21	50.22	51.31
3	52.68	46.44	45.21	50.21	51.30
4	52.67	46.47	45.21	50.21	51.31
5	52.68	46.45	45.22	50.21	51.31
6	52.67	46.44	45.21	50.21	51.31
7	52.67	46.44	45.21	50.21	51.31
8	52.67	46.44	45.21	50.21	51.31
9	52.67	46.45	45.21	50.21	51.30
10	52.67	46.44	45.21	50.22	51.31
SD(%)	±0.42	±0.70	±0.40	±0.57	±0.57

Table 1 繰り返し測定結果

Table 1に示す。測定値はDepth 1cmで1分間照射した時の値を表し、繰り返し回数は各素子とも10回行った。繰り返し測定による再現性は、各素子とも±1%の範囲内におさまった。

III-1. 2 線量率に対する感度特性

コバルト 60 遠隔治療装置を用い、SCD の条件を三

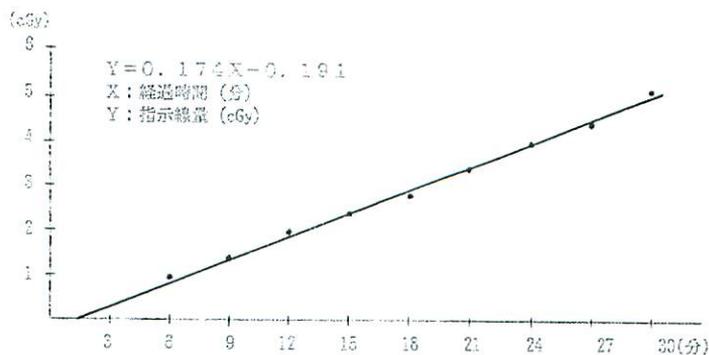


Fig. 3 経過時間と指示線量の直線関係

SCD	素子A	素子B	素子C	素子D	素子E
63.35	0.767	0.673	0.655	0.725	0.740
80.0	0.707	0.691	0.691	0.732	0.750
103.25	0.769	0.681	0.639	0.742	0.759
SD(%)	±0.16	±0.64	±0.85	±1.26	±1.17

Table 2 線量率に対する感度特性結果

段階に変化させ、すなわち治療台最上段 SCD = 63.35 cm, SCD = 80cm, 治療台最下段 SCD = 103.25cm にて測定を行った。Table 2 に示すように、各素子とも±2%の範囲内におさまった。

III-1. 3 暗電流と経過時間

Table 3 は暗電流による線量指示値の関係を示し、Fig. 3 に経過時間と指示線量との関係をプロットした。各素子とも直線性が得られ、30分経過した場合、5 cGy 程度となり、通常の測定については十分使用可能である。

以上の結果をふまえ、次の実験に進む。

経過時間 (分)	0	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30
素子A	0	0	1	1	2	2	3	3	4	4	5
素子B	0	0	1	1	2	2	2	3	3	4	4
素子C	0	0	1	2	2	3	3	4	5	5	6
素子D	0	0	1	2	2	3	3	4	4	5	6
素子E	0	0	1	1	2	2	3	3	4	4	5
平均	0	0	1	1.4	2	2.4	2.8	3.4	4	4.4	5.2

Table 3 暗電流による線量指示値 (cGy)

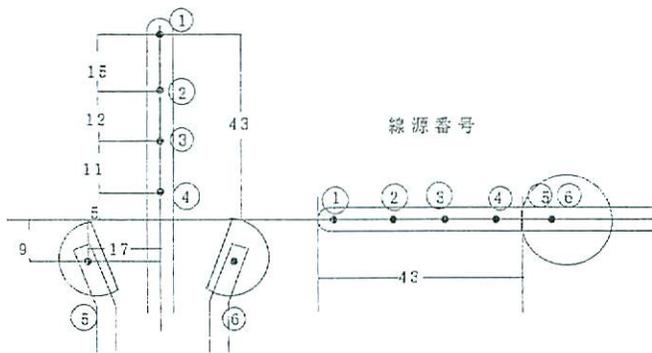


Fig. 4 線源配置図 (単位: mm)

III-2. 1 モニタ線量計との相関

Fig. 4 は、当施設における標準的な線源配置図を示し²⁾、線源の数は見かけ上、タンデム4個、オポイドが2個の配置となり、線量投与比は番号順に3:3:2:2:3:3である。

以上の条件により、患者体内での外子宮口を原点中

心とした三次元 X-Y-Z 座標模擬線源配置から、X線規格写真正面像及び側面像を得る (Fig. 5, Fig. 6)。これらの規格写真からディジタイザーにて読み込んだ値をもとに、拡大率を考慮し治療計画用装置 MEVAPLAN にて5点線量計各素子の間接値を計算した。Fig. 7 は、モニタ線量計が導入されてからの過去

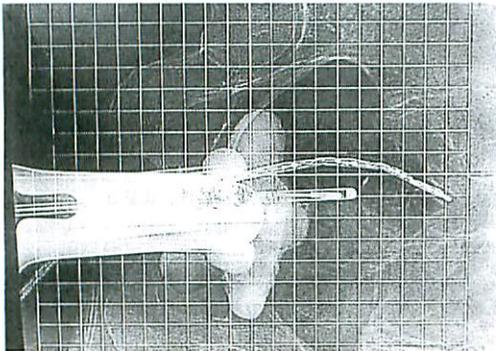


Fig. 5 X線規格写真正面像

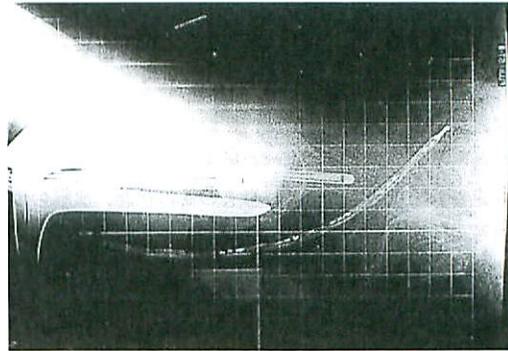


Fig. 6 X線規格写真側面像

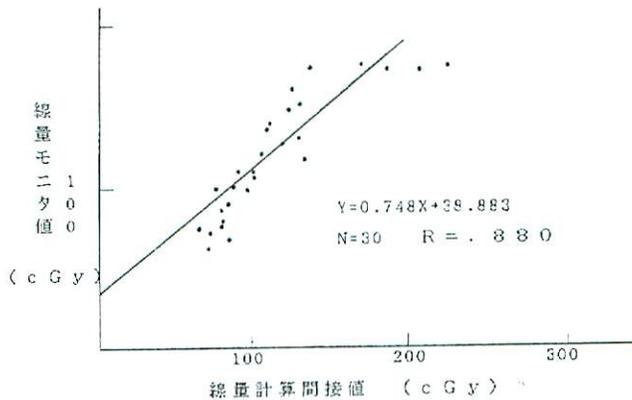


Fig. 7 モニタ線量計との相関

1年半における30症例を比較し、この間接値とモニタ値をプロットしたもので、直線一次回帰を行い相関係数 $r=0.88$ となり、良好な結果を得た。次の正常群と障害群の解析はこのモニタ値を用いることにする。

III-2. 2 腔内照射の線量

I, II期並びにIII期の中で腫瘍容積の小なるもの²⁾、外照射により腫瘍縮小の著しい症例についてはポイントAに一回5.2 Gy 週一回、6週総計31.2 Gy/6 f/6 wの線量を、III期のうち腫瘍容積の中等度の症例については、一回5.4 Gy 総計32.4 Gy/6 f/6 w、III期の腫瘍容積大群、IV a期は一回5.6 Gy 総計35.4 Gy/6 f/6 wを照射することを原則としている。

III-2. 3 正常群と障害群

次に、対象症例30例中、放射線治療専門医にて診断された直腸障害の有った3例において、(内2例は軽度の出血、他の1例は中程度の出血で、いずれも潰瘍形成はなかった。) A点のTotal線量と5個の素子のうち線量モニタ最高値のTotal線量の比を調べた。

Fig. 8に示すように、縦軸に線量比をプロットし、横軸左は正常群、右が障害群を表す。例数こそ少ないが、正常群と障害群の有意差はまったく見いだせなかった。むしろ、正常群の線量の方が高いくらいである。又、これらの症例中、直腸内における5点線量モニタの各素子の位置関係を調べた結果、挿入の長さは予め決定されているものの、患者の便の状態、直腸の走行等の問題もあり、的確に直腸内最高線量点を反映するものではなかった。

III-2. 4 直腸内線量最高点の算出

X線規格写真正側画像において、直腸内における線量最高点の座標を考えた。Fig. 9に×印で示すように、

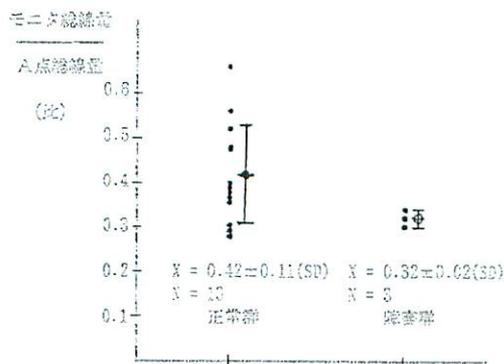


Fig. 8 モニタ線量比

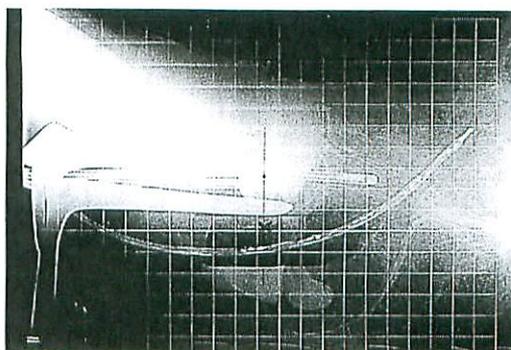


Fig. 9 直腸内線量最高点

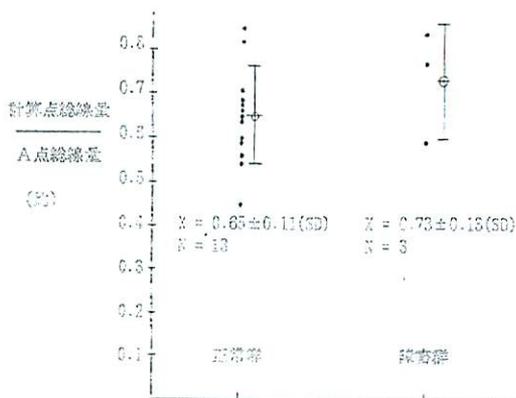


Fig. 10 直腸内線量最高点の線量比

クスコ最下端延長線とオボイド線源中心を通る交点の座標を求め、さらに交点+直腸側0.5cmの点の座標を読み取り、我々の開発したソフトにてコンピュータによる線量の計算をした³⁾。Fig. 10に示すように、上記と同様縦軸に線量比をプロットし、横軸左は正常群、右が障害群を表す。この手法においても、各平均値と分散からF検定をおこなったが、明らかにクリアな有意差をみとめなかった。しかし、正常群と障害群の平均値の差がいくらかみいだせた。

IV. 考 察

今回は直腸内における線量最高点の座標を考え、正常群と障害群の有意差をもとめたわけであるが、今後の課題としては、症例数を増して詳細に分析することにより、線量との相関をはっきりさせなければならない。線量に対する障害の程度の評価は、CT画像上で正確な隣接臓器の位置関係をふまえ、コンピュータ計算

した線量分布を重ね合わせることで、又、場合によっては、腫瘍やリンパ節の線量を正確に読み取り、一つの障害の評価に役立てていかなければならない。小西ら⁴⁵⁾によると、Dose Volume Histogram (DVH) を用いた小線源治療の分析において、障害は線量だけでなく照射された容積が関係していると述べており、DVH 解析が必要であろう。我々も CT-RALS の治療計画の最適化にむけて検討中である。

V. まとめ

1. 5点線量モニタ値とX線規格写真より取得した間接計算値との相関は $r=0.88$ となり良好な相関を得た。
2. 5点線量モニタ値は、一つのリファレンスとはなり得るが、直腸障害を判定する方法としては、あまり役立たないことが解った。
3. 直腸内における線量最高点のコンピュータ計算値の Total 線量に対する A点線量 Total 比から、F 検定をおこなったが、明らかな有意差をみとめることは出来なかった。
4. 直腸障害があった3例は、いずれも A点線量を越えるものではなく、A点の80%程度に線量コントロールがなされていることが解った。

文 献

- (1) 古家 輝夫・他：ダイオード線量計の作成について、北放技術誌，46，147—151：(1986)
- (2) 菊池雄三：厚生省がん研究助成金による新しい密封小線源治療マニュアル，49—54：(1989)
- (3) 佐方周防，川島勝弘：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：1—13 (1987)
- (4) International Commission of Radiation. Units and Measurements: Dose and Volume specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38, ICRU. Bethesda D. C. (1985)
- (5) 小西圭介：舌癌の小線源放射線治療における電算機を用いた線量分布解析 (Dose Spectrum の導入)，日医放会誌，31：810—824，(1971)