小型電算機によるラジウム線源の線量分布計算 (内山・高橋・植田)

小型電算機によるラジウム線源の線量分布計算

愛知県がんセンター 放射線治療部 (部長 森田皓三)
放射線技術科 (科長 植田俊男)

内 山 幸 男・高 橋 一 広・植 田 俊 男

(論文受付 昭和51年7月17日)

(Code No. 41111, 41250, 43134)

CALCULATION OF DOSE DISTRIBUTIONS OF RADIUM SOURCES BY A MINI COMPUTER

By YUKIO UCHIYAMA

KAZUHIRO TAKAHASHI

TOSHIO UEDA

Technical section, Department of Radiation
Therapy.

Aichi Cancer Center. Chikusaku Nagoya
Japan.

(Article received: July, 17, 1976)

Summary

Quimby system or Paterson-Parker system have been applied in clinical use as a reliable guide for the dose evaluation of intracavitary implantation of radium sources. Since the sources in the patient are never exactly as prescribed geometries, it is better that the calculation of dose distribution should be based upon the arrangement of the sources in the individual patient. Several computer methods for these dose estimations have been developed, and for the calculation, the methods of accurate approximations have been reported for these fifteen years. In this report, the program and the method of approximations to compute the dose distribution for actual implantation at the routine work with mini-computer were discussed.

Conversational mode was applicated to obtain the input data, so the input errors could be easily found out and could be quickly corrected by the key board. The formulas of approximation reported by 4 authors were combined and compared each other, to find out the suitable computation. The images magnified on localization films were corrected to actual length of the sources automatically. Simpson's numerical integral was applied in case of the approximation for the absorption of Pt-filter and for water-air-ratio. The calculation was carried out regarding the line source as five-point sources. The doses were measured in a polystyrene cube phantom with insertion of 10 mg radium tube, and the calculated value agreed well with the experimental value.

The dose distribution can be obtained on any desired plane. The area, which was printed out dose distribution, can be easily selected, therefore, the time is saved.

1. 緒 言

ラジウムを使用する腔内照射の臨床的な線量評価については、Patterson-Parker の表¹⁾²⁾³⁾等により、腫瘍の容積に応じた適当な線量の配列を行ない、投与線量をあらかじめ決めて照射時間を計算する方法が、臨床的には効果的な方法として採用されてきている。しかし、患者内に挿入された線源は計画された通りに正確に配列される事は殆どあり得ないため、個々の患者に対して挿入された線量の配列を基にして電算機による計算を行なった方が理想的である。電算機によるこの種の計算はすでに多く報告があり、計算法については比較的精度の良い近似式が発表されて来ている^{4)~10)}。

本論文においてはラジウムによる腔内照射の線量計算と線量分布の描写が日常業務において容易にできるように、小型電算機を使用している実際的な事項、及びプログラムするまでに検討した事項について述べようと思う。

2. 電算機及びプログラム

電算機は PDP-12 (DEC 社製) で、8K ワードのメモリーを持つ中央処理装置、小型磁気テープ装置、入出力用タイプライターより成る。

プログラム言語は、FOCAL-8K (Formulating On-line Calculating in Algebraic Language) を使用した。この言語は本電算機族に対し開発された会話形式言語で入力メッセージに対する応答を直ちに得る事が出来る。即ち BASIC に似ているが、それと同程度にプログラミングが容易であり、定数の変更、修正が容易に出来るようになっている。そのため短期間にプログラムが完成でき、手直しがすぐに出来る。

プログラムは入力時の誤りを可能な限り少なくするため、挿入されている線源の座標、線量を求めたい位置、基準とする位置の座標は、すべて電算機からの質問の形で Type され、それに対応する値を入力する形式をとった。

計算のプログラムは下記の二つに区分した。即ち

1) シュミレーターによって撮影した正側の X 線写真上での線源の位置の座標を直接入力する事により、拡大率を求めて体内の線源及び A 点、B 点の座標を計算する。

2) 1) の値をもとに指定した点の線量、基準点の線量を計算する。必要とする位置の断面における線量分布を、基準点の線量を 100% として計算し出力する。線量分布を必要とせず線量値のみを得たい場合は、入力時に選択

出来るようにしてある。

この二種のプログラムは、磁気テープ上にファイルされており、相互に読み込むことによってシステム化している。トータルプログラム、ブロックフローを Fig. 1 に示す。

3. 入力の方法

入力は計算機から質問の形で文字が印字されて来るので、それに応じた数値、記号をタイプライターによって印字する。まず線源の本数が質問されるので挿入されている線源の数を入力する。次に入力した線源の数に対応した夫々の線源の両端の座標値とその線源の容量 (mg 単位) の質問に対し、対応した値を入力する。最後に計算した

い平面の種類と、その位置を入力する。座標軸は体の左右方向を X、前後方向を Z、上下方向を Y としているので、横断面は X、Z 軸を含む平面となり、前後面は X、Y、矢状面は Y、Z、と夫々記号で入力する。計算面と

Fig. 1.

Flow chart for the calculation of the dose distribution around the intracavitary insertion of radiums.

Fig. 2. The available calculation plane relative to the patient position. Each plane can be set in any desired position in our program.

座標軸の関係を **Fig. 2** に示す。即ち、計算面の種類とそれに直交する軸の座標を与える事によって任意の面の計算が出来るようにしてある。最後に指定した計算面における計算範囲を入力する。これは必要最少限の範囲の計算を行なう事によって処理時間を短くするためである。

4. 出力の形態

計算結果の記録はすべてタイプライターによって印字

される。計算面の種類とその座標、夫々の線源ごとの座標とその容量 (mg)、A点、B点の座標と夫々の位置での線量値などが表にして印字される。これらの座標値はX線写真から読んだ値を拡大率によって補正した真の値に修正されている。

線量分布は、線源の周囲 5 mm 以内は計算を省き、計算間隔の升目はタイプライターの活字と間隔を合わせて、縦軸 3.3 mm、横軸 5 mm にしてある。横軸方向の計算

```

***dose distribution for interstitial and intracavitary implantations***
                        (X-Y plane)

**radium position**

  radium (=1) S (=44, =99, =34) T (=43, =78, =31) (=10 mg)
  radium (=2) S (=43, =78, =31) T (=42, =57, =27) (=20 mg)
  radium (=3) S (=42, =57, =27) T (=40, =36, =24) (=10 mg)
  radium (=4) S (=21, =52, =27) T (=25, =40, =11) (=10 mg)
  radium (=5) S (=56, =50, =34) T (=61, =43, =15) (=10 mg)

**dose at point-A      (= 23= 64= 30)=71.5 Rad/hr
**dose at point-B-right (= -8= 61= 30)=17.1 Rad/hr
**dose at point-B-left  (= 92= 61= 30)=17.1 Rad/hr

```

[illegible]

Fig. 3. Computer print-out of dose distribution around the five radium sources. On the plane of X-Y.

```

***dose distribution for interstitial and intracavitary implantations***
              (Y-Z plane)

**radium position**
  radium (=1) S (=44, =99, =34) T (=43, =78, =31) (=10 mg)
  radium (=2) S (=43, =78, =31) T (=42, =57, =27) (=20 mg)
  radium (=3) S (=42, =57, =27) T (=40, =36, =24) (=10 mg)
  radium (=4) S (=21, =52, =27) T (=25, =40, =11) (=10 mg)
  radium (=5) S (=56, =50, =34) T (=61, =43, =15) (=10 mg)

**dose at point-A      (= 23= 64= 30)=71.5 Rad/hr
**dose at point-B-right (= -8= 61= 30)=17.1 Rad/hr
**dose at point-B-left  (= 92= 61= 30)=17.1 Rad/hr

```

[illegible]

Fig. 4. On the plane of Y-Z.

```

***dose distribution for interstitial and intracavitary implantations***
                        (X-Z plane)

**radium position**
  radium (=1) S (=44, =99, =34) T (=43, =78, =31) (=10 mg)
  radium (=2) S (=43, =78, =31) T (=42, =57, =27) (=28 mg)
  radium (=3) S (=42, =57, =27) T (=40, =36, =24) (=10 mg)
  radium (=4) S (=21, =52, =27) T (=25, =40, =11) (=10 mg)
  radium (=5) S (=56, =50, =34) T (=61, =43, =15) (=10 mg)

**dose at point-A      (= 23= 64= 30)=71.5 Rad/hr
**dose at point-B-right (= -8= 61= 30)=17.1 Rad/hr
**dose at point-B-left  (= 92= 61= 30)=17.1 Rad/hr

```

```

1 3 3 3 3 3 3 3 3 5 5 5 5 5 3 3 3 3 3 3 1
1 3 3 3 3 3 3 5 5 5 5 5 5 5 3 3 3 3 3 3 1
1 3 3 3 3 3 5 5 5 5 5 5 5 5 5 3 3 3 3 3 3 1
1 3 3 3 3 5 5 5 5 7 7 7 7 7 7 7 7 5 5 5 3 3 1
1 3 3 3 5 5 5 5 7 7 7 9 9 9 9 9 7 7 5 5 5 3 3 1
1 3 3 5 5 5 5 7 7 7 9 9 9 9 9 9 9 7 7 5 5 5 3 1
1 3 5 5 7 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 5 3 1
1 5 5 7 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
3 5 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
3 5 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
1 5 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
5 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
1 5 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
3 5 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
3 5 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 3 1
1 3 5 7 7 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 9 7 5 5 3 1
1 3 5 5 5 7 7 7 7 7 7 7 7 7 7 5 5 5 3 1

```

Fig. 4. On the plane of X-Z.

は印字一つに間隔一つ置くことにして、印字の並びが碁盤状でなく千鳥状に配列し、印字が均等になるようにした。線量域は A 点の線量を 100% とし、 $M \geq 200\%$, $150 \leq B < 200\%$, $100 \leq A < 150\%$, $80 \leq 9 < 100\%$, $60 \leq 7 < 80\%$, $40 \leq 5 < 60\%$, $20 \leq 3 < 40\%$, $10 \leq 1 < 20\%$, 空白 < 9% ととして表示するようにした。

ラジウム管をタンデム状に 10, 20, 10 mg と 3 本使用し、オボイド状に 10 mg 2 本を配列した実際の治療患者の線量分布図を、Fig. 3, Fig. 4, Fig. 5 に示す。これらの図は夫々前後面、矢状面、横断面の計算結果を示すもので、計算範囲は印字したい範囲に応じて入力時に指定してあるので図の大きさが夫々異なっている。分布の枠の目盛は横軸 “I……I” 間が 1 cm になっている。

5. 計算の方法

標準ラジウム線源は容器の端から有効部の端までの間隔が両端で比較すると異なっているが、本計算においては全長と有効長から夫々両端の長さを同じとし、容器の端の形態はその径と同じ半球状をなすものとして処理した。全長、有効長及び容器の壁厚及び壁厚の変化の判定は、ラジウムの量に応じて table look up 法によって処理するようにしてある。以上の処理以外に計算の基になる線源からの距離、r 線の通過する容器の厚みなどは三次元の幾何学的計算に過ぎないので省略する。

照射線量率は、白金の吸収と WAR (Water Air Ratio) の値を近似式によって計算し、Simpson の公式で数値積分を行なう方法をとった。即ち、Fig. 6 に示すように

h : 線源から計算点までの垂直距離

$\bar{d}$: 線源中心と計算点までの長さから通過する容器の壁厚を除いた長さ

l : 線源の有効長、

M : 線源の放射能

とすると

Fig. 6. Geometry of dose calculation for a linear radium source.

$$I = \frac{M}{l} \cdot \text{WAR}(\bar{d}) \cdot \frac{l}{3n} \cdot \{b_0 + b_n + 4(b_1 + b_3 + \dots + b_{n-1}) + 2(b_2 + b_4 + \dots + b_{n-2})\} \quad \dots\dots\dots(1)$$

$$\text{但し } b_i = \frac{\phi t_i}{r_i} \quad i=0, 1, 2, \dots, n, (n=\text{偶数})$$

となる。n は分割数で本計算では $n=4$ 、即ち 5 つの点線源として近似積分を行なった。白金の吸収と WAR の近似式は尾内⁴⁾の発表のものを採用した。

6. 近似方法の検討

小型電算機のように小容量のものをを使って計算を行なうと計算時間が長くなるので、出来る限り計算時間を少くするためには近似式も簡単なものが良い。そこで前述の計算方法で述べた近似式、分割数を決めた理由を述べる。まづ白金の吸収と WAR の計算方法で現在まで報告されている近似式の内、比較的簡単なものを選び、それらを互に組合せて計算し比較してみた。この内白金の吸収 (ϕ) の計算式は、t を cm 単位で表わしたとき

$$\phi_H = 1.82 \exp(-6.2t) + 7.6 \exp(-0.99t) \quad \dots\dots\dots(2)$$

$$\phi_0 = 8.798 - 12.73t + 10.36t^2 - 3.761t^3 \quad \dots\dots\dots(3)$$

の 2 種を使用した。(2) 式は Hope, (3) 式は尾内によるものである。組織による減弱 (WAR) の計算式は、d を計算点から線源容器表面までの巨高とすると

$$\text{WAR}_B = 1 - 0.0074d^{3/2} \quad \dots\dots\dots(4)$$

$$\text{WAR}_A = 1 - 0.02d \quad \dots\dots\dots(5)$$

$$\text{WAR}_0 = 1.000 - 0.00161d - 0.0004435d^2 \quad \dots\dots\dots(6)$$

を使用した。(4) 式は Batho, (5) 式は Adams, (6) 式は尾内によるものである。

上記白金の吸収の近似式 (2), (3) の夫々について、WAR の近似式 (4), (5), (6) を組合せ線源の中央から直角方向に (Fig. 7 の Y 方向) 距離をとり、5 cm までを計算した。Table 1 にこの結果を示す。表は 10 mg のラジウム管、実効長 1.5 cm, 全長 2.17 cm のものについて $n=10$ として計算した値で、第 1 欄は線源中央から直角方向の距離、第 2 欄に Quimby¹²⁾ によって測定された値、第 3 欄～第 8 欄は前の略字が白金の吸収を計算した近似式の記号、後の略字が同様に WAR の近似式の記号を示す。即ち O, ON: 尾内, AD: Adams, H: Hope, BA: Batho を示す。何れの組合せで計算しても全体にわたって殆んど大きい差はなくほぼよく近似していることがわかる。Quimby の値と比較して尾内による近似式が比較的良好一致し線源からの距離 0.75 cm 以上では、1% 以下の誤差範囲であった。

(1) 式の Simpson の近似積分公式は n の値が大きい程近似は良くなるが、計算する場合には n の値が少い程

小型電算機によるラジウム線源の線量分布計算 (内山・高橋・植田)

Table 1. Results of dose rate calculation for a 10 mg radium sources obtained with the combination of 4 authors' equation for the absorption of Pt-WAR.

Distance from the source (cm)	Quimby's data	Combination					
		O-ON	O-AD	O-BA	H-ON	H-AD	H-BA
0.50	182.7	185.5	180.4	181.8	187.1	185.3	186.7
0.75	98.5	100.1	98.4	99.4	102.6	101.2	102.2
1.00	61.3	61.8	60.7	61.5	63.7	62.5	63.3
1.50	29.8	29.8	29.0	29.5	30.8	29.9	30.4
2.00	17.3	17.3	16.7	17.0	17.9	17.2	17.6
2.50	11.2	11.3	10.8	11.0	11.6	11.1	11.3
3.00	7.8	7.9	7.8	7.6	8.1	7.7	7.9
3.50	5.8	5.8	5.5	5.6	6.0	5.6	5.8
4.00	4.5	4.5	4.2	4.2	4.6	4.3	4.4
4.50	3.5	3.5	3.3	3.3	3.6	3.4	3.4
5.00	2.9	2.9	2.6	2.7	2.9	2.7	2.7

O, ON...Onai., A...Adams., BA...Batho., H...Hope., O-BA means combination of Onai's equation of the absorption of Pt and Batho equation of WAR.

Table 2. Changes of calculation results (Rad/h) depending on the n value of Simpson's numerical integral for a 10 mg radium source. Filtration=1.0 mm Pt. Active length=1.5 cm.

Distance from the source (cm)	Quimby's data	Number of division of a active length				
		2	4	6	8	10
0.50	182.7	248.0	182.1	185.9	185.4	185.5
0.75	98.5	127.1	99.8	100.1	100.1	100.1
1.00	61.3	78.6	61.8	61.8	61.8	61.8
1.50	29.8	38.5	29.8	29.8	29.8	29.8
2.00	17.3	22.6	17.3	17.3	17.3	17.3
2.50	11.2	14.8	11.3	11.3	11.3	11.3
3.00	7.8	10.4	7.9	7.9	7.9	7.9
3.50	5.8	7.7	5.8	5.8	5.8	5.8
4.00	4.5	5.9	4.5	4.5	4.5	4.5
4.50	3.5	4.7	3.5	3.5	3.5	3.5
5.00	2.9	3.8	2.9	2.9	2.9	2.9

計算時間は少なくすむ。そこでnの値を2~10まで変化させた時、計算結果にどの程度差があるかを確かめてみた。TABLE 2はこの結果を示すもので、表の第3欄から第7欄までに夫々分割数nの値をとってある。近似計算は(3)、(6)式を組合せて計算したものである。表よりn=2、即ち3点の計算ではQuimbyの値と比較し

て、かなりの差があるが4分割5点以上であれば計算値はよく一致し、線源から1 cm以上離れればnが多くなっても計算値は殆ど差が無くなるのが解る。従って最小のnの値は4即ち5点の計算で大きな誤差はないことになる。

7. 実測値との比較

線量の実測には mble 社製 Reader: PNH 751, Dosimeter: PNP 281, TLD 線量測定器を使用した。素子はCaF₂ (mble 社製) で長さ3.5 cm、径0.595 cmのロッド状のものである。素子はコバルト-60、r線によってあらかじめ数回の曝射を行ないアニリングを繰り返してPre-doseが残らずしかも再現性の良いものを選び、コバルト-60、r線を基準とした読みによる校正を行なった。ファントムは一辺15 cmの立方体でポリスチレン製のものを使用した。ファントムは二分出来るようになっており、中央に10 mgラジウム管の入る溝及びその位置の中央からの垂直距離で2 cm及び5 cmの位置にTLD素子が挿入出来るようにしたものである。曝射時間は5時間とした。

測定結果は2 cmの点で17.4 rad/h、5 cmの点で2.87 rad/hであった。これらの値は前述の表の結果と殆ど一致している。

8. 考 案

8.1 実測値と計算値について

密封小線源治療では照射部位と線源との距離が近いので実測する際には線量計の設定の正確さが測定結果に最も大きく影響することが考えられる。私共が2 cmと5 cmの点でのみ実測を試みたのは、今迄発表されてきた計算方法について実測との差がどの計算式を用いても1~2%以内で一致することが報告されているからである。更にTLD素子が電離箱型の線量計に比しその容積が小さいとは言え線源により近い点に於てはその大きさについても無視出来ないことを考え、いたづらに測定を繰り返すより2点程度の測定で確認を行なった後今迄発表された計算式を利用した方が能率的であり正確と考えたためである。外部照射における深部率曲線についてはすでに標準的なものが出版されて居り、これらによって測定結果の比較検討が可能であるがラジウム線源でこの種の公式な出版は少いようであり比較すべき値の基準をどれにするか判断に苦しんだからである。

白金の吸収及びWARの計算の近似式については、6で述べた組合せによって線源と直角方向及び線源中央か

Fig. 7. Deviation (small bar) of the results of dose calculation along the X & Y axis in figure obtained with the combination of 4 author's equation for the absorption of Pt and for the WAR. Solid line..... Quimby's data.

ら 1 cm 離れた 平行方向に夫々計算した結果いづれも大きい差が無いことを確認した。Fig. 7 にその模様を示す。図は横軸に線源からの距離をとり縦軸に吸収線量率をとったもので Quimby の測定結果を実線で、その値に対する各組合せの計算値の偏差値の範囲を線状で示したものである。

8.2 プログラムの問題点と意義

本計算において入力機構を電算機との対話型としたのは入力時の操作に誤りが少く、かつ誤った値を入力した場合でも直ちに訂正が出来るからである。操作は一定の単純な順序に従い電算機からの問に答えるようタイプライターを操作するのみですみ、電算機に対する知識が無い人でも容易に扱う事が出来るのは利点と言えよう。ただし記憶容量が少いためと会話型プログラムの解読に対する電算機内での処理が必要となるため、計算時間が長くなる事がやや難点といえよう。一本のラジウム管に対し一点の計算時間が約 1 秒必要とし、線源を 5 本使って 10×10 cm の範囲の分布を描写すると約 50 分必要である。従って出力型式は、定められた点の線源のみを出力する型と線量分布も共に描写する形態のいづれでも選択出来るように二つに分けてあり、入力時に選択するようにしてある。計算結果に比較的誤差が少く最小の分割数として $n = 4$ を採用し、線量分布の描写には計算範囲を必要最小限に選択するようにして処理時間を短くするようにして能率化を計ったのは本プログラムの利点といえよう。

線量計算には比較的記憶容量の大きい大型の電算機を使った報告が多い。大型の電算機はどちらかといえば、バッチ処理のような一つのプログラムで同じ形式のデータカードを高速で入力し処理する方法に対して適して居る。ラジウムの線量計算のように比較の入力データの少いものに対しては、On-Line-Real-Time で処理し入力データの誤りを確認しながら行なう小型電算機の方が理想的であろう。

9. 総 括

密封小線源照射の体内線量分布及び必要とする点の線量率の計算を症例ごとに日常業務として能率的に行なえるように小型電算機に対するプログラミングを行なった。線量計算の近似式は、尾内らの式を採用し Active length 1.5 cm のラジウム管の場合 (10 mg, 20 mg) 4 分割 5 点であっても実測及び Quimby らの値とよく一致した。正側の X 線写真から読み込んだ座標を線源の実寸から正確に真の座標に変換し、三次元座標で任意の平面の線量分布が得られるようにした。

本論文の要旨は、昭和 50 年 10 月 2 日富山における日本放射線技術学会中部地方会及び昭和 50 年 11 月 23 日名古屋における日本医学放射線学会中部地方会に於て発表した。

文 献

- 1) Johns.: The Physics of Radiology, Charles C Thomas, publisher., Springfield. Illinois. USA., 1964.
- 2) Paterson R., Parker H. M. and Spiers F. W.: A system of dosage for cylindrical distributions of radium., Brit. J. Radiol., 7, 487, 1936.
- 3) Paterson R. and Parker H. M.: A dosage system for interstitial radium therapy., Brit. J. Radiol., 11, 253-313, 1938.
- 4) 尾内能夫, 入船寅二, 都内禎三: ラジウム治療における線量分布の計算. 日医放誌. 28. 1629-1635. 1969.
- 5) 尾内能夫, 入船寅二, 都丸禎三: 放射線治療における線量計算への電子計算機の利用について, Radioisotope. 17, 453-466, 1968.
- 6) Shaiek R. J. and Stovall M.: The M. D. Anderson method for the computation of isodose curves around interstitial and intracavitary radiation sources., Am. J. Roentgenol., 102, 662-672, 1968.
- 7) Young J. and Batho H. F.: Dose table for linear radium sources calculated by an electronic com-

小型電算機によるラジウム線源の線量分布計算 (内山・高橋・植田)

- puter., Brit. J. Radiol., 37, 38-44, 1964.
- 8) Batho H. F. and Young M. E. J.: Tissue absorption correction for linear radium sources., Brit. J. Radiol., 37, 682-689, 1964.
- 9) Adams G. D. and Meurk M. L.: The use of calculate isodose information surrounding distributed gynaecological radium sources., Phy. Med. Biol., 9, 533-540, 1964.
- 10) Hope C. S., Laurie J., Orr J. S. and Walters J. H.: Phys, Med, Biol., 9, 345-357, (1964)
- 11) Wootton P., Shalek R. J. and Fletcher G. H.: Investigation of the effective absorption of radium and cobalt so gamma radiation in Water and its clinical significance., Am. J. Roentgenol., 71, 683-690, 1954.
- 12) Otto Glasser., Russell H. Morgan., Edith H. Quimby., et al.: Physical Foundations of Radiology., 1961 by Paul B. Hoeber, Inc., Printed in the United States of America.
- 13) Quimby E. H.: Dosage table for linear radiums sources., Radiology., 43, 572, 1944.
- 14) Meredith W. J., Greene D. and Kawashima K.: The attenuation and scattering in a phantom of gamma rays from radionuclides used in mould and interstitial gamma ray therapy., Brit. J. Radiol., 39, 280-286 1966.
- 15) Mayneord W. V., and Roberts J. E.: Brit. J. Radiol., 10, 365, 1937.