



Title	透過線量計を用いたテレコバルト自動制御装置（第1報）透過線量率を変数とする Tissue-Air Ratio 近似式について
Author(s)	柄川, 順; 伊藤, 健一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(3), p. 253-258
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15719
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

透過線量計を用いたテレコバルト自動制御装置 (第1報)

透過線量率を変数とする Tissue-Air Ratio 近似式について

東京大学医学部放射線医学教室

柄 川 順

東京芝浦電気株式会社玉川工場

伊 藤 健 一

(昭和46年2月16日受付)

Automatic control of Telecobalt Unit by Transit dose measurement.

I. Experimental formula for Tissue-air ratios

Jun EGAWA

Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Tokyo.

Ken-ichi ITO

Tokyo Shibaura Electric Co. Ltd.

Experimental formula for tissue-air ratios (TAR) was investigated. The variable is transit dose rate. The errors of the calculated TAR were compared to the value reported in Brit. J. Radiol. Suppl. No. 10. Formula is

$$y = \sqrt{1.0x + \frac{3}{10} \sqrt{\frac{2pq}{p+q}} x(1-x) + 0.00024 pq}$$

y: TAR, x: transit dose rate, p, q: each length of rectangular field.

The formula was constructed as simple as the calculation was performed with electronic top desk calculator. The formula will be used as a soft ware in the automatic control unit for telecobalt radiotherapy.

緒 言

放射線治療計画をおこなう場合、身体内部の腫瘍に対して照射される線量は、腫瘍中心部をよぎる線束中心線上で、身体表面から腫瘍中心までの距離を計測し、SSD法、あるいは Tissue-Air ratio (以下、TARと記す) 法にしたがって計算されるのが普通である。対向二門照射や回転照射の場合、TAR法を用いるのが遙かに便利であり、一門照射においても同様なので、最近ではSSD法よりもTAR法が用いられることが多くなってきた。

身体の計測値から、腫瘍中心までの距離を推定することは、線量計算の基準となるが、身体内

の不均等組織に関する補正は省略されることが多い。これは、補正法がかなり複雑であることに由来すると思われる。補正法としては、透過線量計を用いる方法、射出線量測定法、回転横断X線写真により身体断面の不均等組織の組成を知り、計算によつて補正する方法、などがある。このうち、透過線量計を用いる方法は、中心線束上の腫瘍線量の補正に適しており、回転横断X線写真による方法は、線量分布の補正に適している。

透過線量測定法は、P.M. Pfalzner³⁾⁴⁾、C.B. Braestmp⁵⁾、J.E. O'Conner⁶⁾、F.F. Burlin⁷⁾、S.O. Fedoruk⁸⁾、H.E. Johns⁹⁾¹⁾ らによつて発展され、実用化された。わが国においても梅垣によつて実

用化され、筆者の一人、柄川²⁾によつて検討された。胸部照射では、腫瘍線量に10~40%にもおよぶ補正が必要となるので、決して見過しえない誤差を生ずる。

この研究は、透過線量計を用いて、患者の不均等組織や、寝台などのすべての吸収体に関する補正をおこない、同時に対向2門照射や回転照射におけるテレコバルト装置の自動制御に応用するソフト・ウェアの開発のためにおこなわれたものであり、透過線量率を変数としてTARを示す近似式を設定し、その精度を検討したものである。

計算制御により運転される装置にあつては、それに使用する計算機の価格が全価格に対し非常に大きな比率を占めるため、どのような計算機を用いるかが重大なポイントとなっている。特にコバルト装置のごとく、比較的低価格の機器を制御する場合、本装置では検討の結果、卓上電子計算機(略して電卓)を使用することとした。したがつてTARの計算式も「電卓で計算できる」ことが必須の条件で、したがつて e^x , $\log x$, $\sin x$ などの関数を用いず加減乗除、平方根等の範囲内での近似式を求めねばならなかつた。

以上の理由により本文で発表する近似式は「電卓で計算可能な近似式」という意味で評価された。

基準とした曲線

H.E. Johns: The Physics of Radiology¹⁾に掲載されてある透過量百分率(PTD)—TAR表を図示し(図2)、この曲線の近似式を求めた。Johnsの値は、Fedoruk, Johns³⁾の研究に基づいたものであり、散乱線除去された透過線量計によるPTDを厚さ2d cmの水ファントムで求め、dに対応するTARを各種の照射野につきTAR表から内挿して示したものである。

近似式に要求される条件

変数としては透過線量率(TD)であり、パラメータとしては、照射野の大きさおよび矩形照射野の補正がある。

1. 透過線量率(TD): 変数xは透過線量率として与える方が便利である。この範囲は、Johns

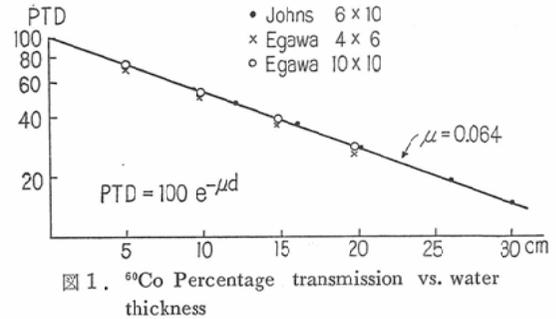


図1. ^{60}Co Percentage transmission vs. water thickness

はPTDとして5%から70%まで求めてあるが、われわれはこの近似式をできるだけ広い範囲に応用させようように、水の厚さ0.5cmに対応するPTD93.8%までに拡げることとした。

2. 照射野の大きさ: 照射野が大きくなればTARは大きくなる。pfalznerによれば、TARは照射野の面積のpower functionとして示される。その指数は又深さdの関係で示されかなり複雑となる(尾内¹⁰⁾。しかし、何らかの形で照射野の大きさによる補正がおこなわれなければならない。

3. 矩形照射野: Brit. J. Radiol. Suppl, Suppl¹⁾ No. 10には、矩形照射野とequivalentな正方形照射野の一辺の長さが表示されている。近似式には、可能であれば矩形照射野の辺の長さp, qを直接に用いることによつて、equivalentな正方形照射野の場合と等しいTAR値をえたい。幸い、一辺p, qの矩形照射野とequivalentな正方形照射野の一辺の長さは $\frac{2Pq}{p+q}$ で示されるので、この項を補正に用いることができよう¹⁰⁾。

4. 近似式はComputerにより短時間内に計算し、得られたTARを用いて、テレコバルト自動制御を可能ならしめる目的を有する。したがつてテレコバルト装置専用機とするので、可能な限り簡単とし、費用の軽減をはかりたい。

5. digital Computerによる近似式の計算: 近似式内のTD, xは本来、実測値を用いる変数である。しかし、今、この近似式によつて求められたTARの精度を検討するために、xを数式で標示する必要がある。透過線量率は ^{60}Co γ線の一次線の水ファントムによる減弱率と等しい。しかし、測定条件によつては一次線のみならず、散乱

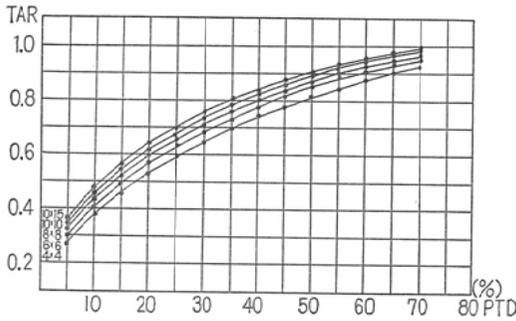


図2. Tissue-Air ratio for Percentage transmissions
Johns: Physics of Radiology

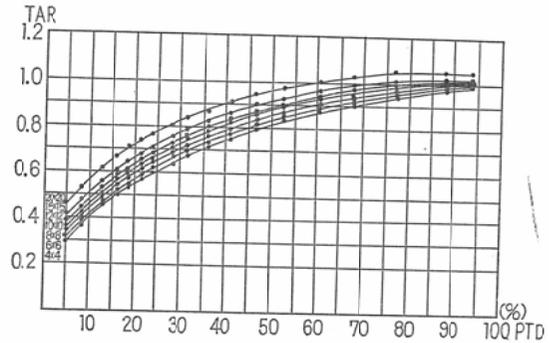


図3. Tissue-Air ratio for Percentage transmissions,
calculated

線をも計測することはまぬがれない。Johns²⁾は散乱線除去された透過線量計の実測値から(図1), ⁶⁰Co γ線の水に対する吸収係数として0.064の値を得た。柄川²⁾によって測定されたCylinder typeのコリメータをとりつけた透過線量計では、照射野10×10cmでJohnsの曲線と一致し、4×4cmでは幾分低く出る。しかし、现阶段では、水の吸収係数を0.064cm⁻¹として計算を進めることで十分であると思われる。すなわち

$$x = e^{-0.064 \cdot 2d}$$

2d: 透過される水ファントムの厚み

前述のTAR式内の変数xに、上記の式を代入し、Computer計算をおこなった。

6. 最適な近似式の選択: 近似式は理論式ではなく、実験式である。したがって式内の項の係数が変わることによって、TARが異なってくる。最適の近似式は、1. 得られたPTD-TAR曲線がJohnsの報告されたものと近似していること、2. 厚さdに対して計算されたTARの値が、Brit. J. Radiol, Suppl, No. 10に報告されているTAR値に近いこと、すなわち、計算されたTARとの誤差が最小であること、である。後述するように、結局6種の近似式につき誤差計算をおこない検討を加えた。

結果

得られた近似式は次のものである。

$$y = \sqrt{1.0x + \frac{3}{10} \sqrt{\frac{2pq}{p+q}} x(1-x) + 0.00024pq}$$

y: TAR, x: 透過線量率(TD)

p, q: 矩形照射野の長径と短径。

近似式に分析

1. PTD-TAR 曲線

近似式のPTD-TAR曲線を図3に示す。比較の為にJohnsの求めたPTD-TAR曲線を図2に示した。両者はかなりよく一致している。

2. d-TAR 曲線

前述したように $x = e^{-0.064 \cdot 2d}$ を代入し、Computer計算によってd-TAR曲線を得た。図4の実

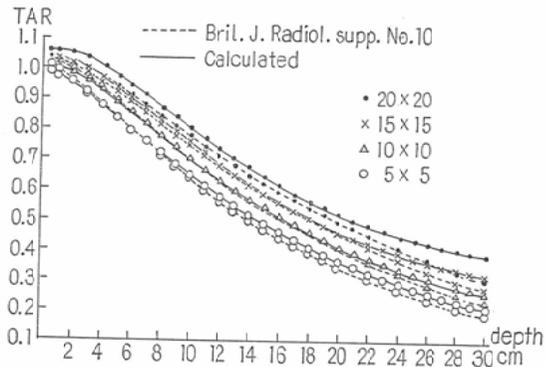


図4. Tissue Air Ratios

線は計算値であり、点線は Brit. J. Radiol, Suppl. No.10のデータを示したものである。代表例として5×5, 10×10, 15×15, 20×20の正方形照射について示した。照射野10×10では両者が非常によく一致している。他の照射野ではdが大きくなるにしたがって、両曲線の間隔が開いてくる。特に照射野が20×20cmになると誤差が大きくなって来る。表1に計算値を示した。

表1 Error of calculated TAR (y) TAR: B. J.R. y: Calculated E:error, %

深さ	4×4			10×10			20×20		
	TAR	Y	E	TAR	Y	E	TAR	Y	E
0.5	1.001	0.9887	+ 2.4	1.0026	1.0085	- 0.6	1.046	1.0545	- 0.9
1	0.989	9732	1.6	1.0018	1.0021	0	1.042	1.0572	1.4
2	950	9396	1.1	0.992	0.9818	+ 1.1	1.020	1.0511	3.0
3	910	9027	0.8	961	9546	0.5	0.995	1.0337	3.8
4	868	8644	0.4	929	9226	0.8	968	1.0087	4.1
5	824	8256	- 0.2	893	8876	0.3	939	0.9786	4.2
6	781	7855	0.6	855	8508	0.6	908	9453	4.0
7	736	7464	1.4	817	8132	0.5	875	9101	4.0
8	694	7079	2.0	777	7756	0.2	841	8740	3.9
9	652	6705	2.6	739	7383	0.1	808	8379	3.7
10	615	6343	3.1	700	7018	0.2	776	8021	3.2
11	578			664	6663	0.3	744	7672	3.1
12	542	5661	4.6	629	6320	0.5	712	7314	3.0
13	507	5342	5.1	596	5992	0.6	680	7010	2.9
14	478	5038	5.4	564	5678	0.6	650	6700	3.1
15	451	4749	5.3	534	5379	0.7	620	5407	3.2
16	425	4475	5.3	506	5095	0.6	593	5130	3.4
17	400	4215	5.4	479	4826	0.7	568	5869	3.3
18	375	3970	6.0	454	4573	0.7	542	5625	3.7
19	352	3739	6.0	429	4335	1.0	518	5398	4.2
20	330	3521	6.7	405	4111	1.2	494	5187	4.8

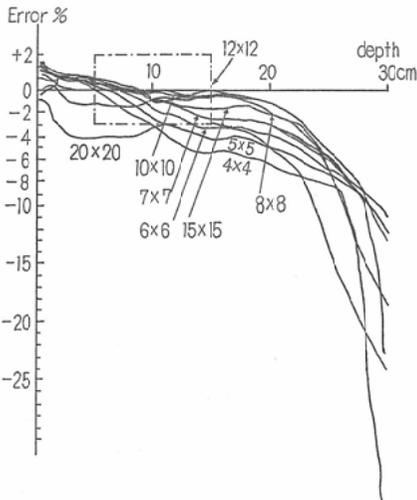


図5. Error in TAR calculated

TARの誤差は、図5に示してある。d=15cmまでの範囲で4×4cmでは、最大±2.5%、10×10cmでは最大+4%、20×20cmでは最大-4%である。

3. 照射野の大きさの影響

照射野が大きくなるとTARは大きくなる。pflaznerはTARは面積の指数関数で示せるとして実験式を求め100cm²以下、深さ0.5cm~20cmまで適用されるといつている。尾内は400cm²まで、30cm深さまでに適用しうる式を誘導している。われわれの求めた近似式の値を両対数紙にプロットすると図6のごとくなる。点線はBrit,

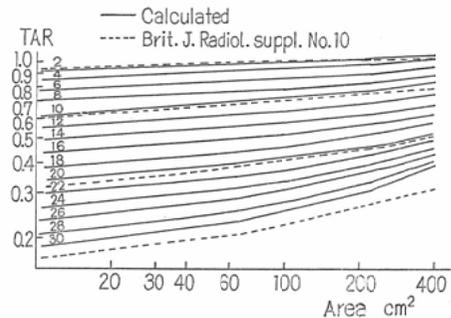


図6. Tissue-Air Ratio vs. field area

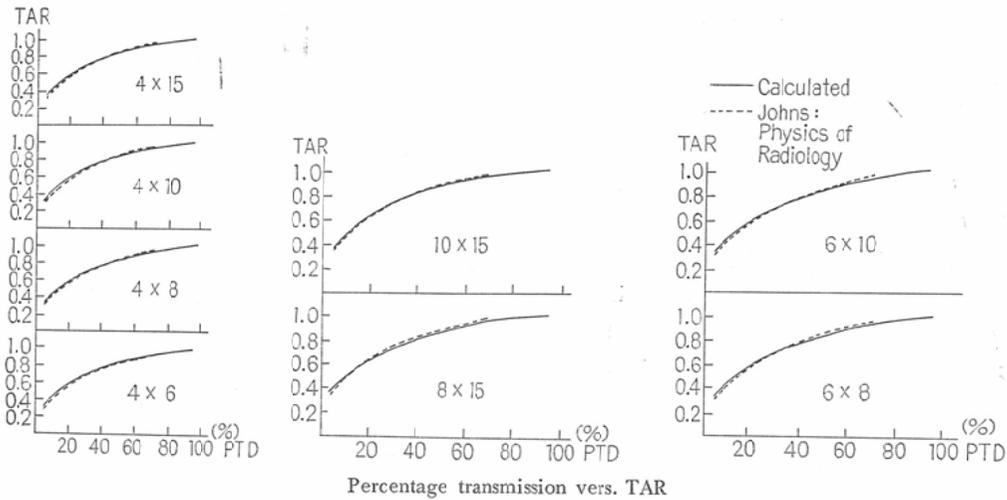


図 7.

J. Radiol, Supp No.10の値で、深さ2cm, 10cm, 20cm, 30cmのみにつき示してある。深さ2cmではかなりよく一致しているが、10cm以上では照射野が大きくなると、直線は幾分勾配が急となってくる。深さが20cm, 30cmでは両曲線間の間隔は広くなり、TAR値で1~4cmに相当する誤差を生じてくる。pfalznerの述べている直線性は、われわれの近似式でも、照射野100cm²あたりまでは比較的良好に保たれているが、100cm²以上ではむしろ勾配が急につて来る。しかし、Brit, J. Radiology, Suppl, No.10の値も同様な傾向にあるので、両曲線は比較的より平行しているといつてよい。

4. 矩形照射野

近似式内には矩形照射野の短径と長径がパラメータとして入れてある。その equivalent な正方形は一辺の長さ $\frac{2pq}{p+q}$ で示されるので、近似式の第2項に投入されてある。

照射野4x6, 4x8, 4x10, 4x15, 6x10, 6x8, 10x15, 8x15cmにつき、PTD-TAR曲線を求めた。これを図7に示す。図の点線は、Johnsが示している値をプロットしたものである。この両者は、かなりよく一致しているので、矩形照射野に関しても、この近似式は妥当であるといつて差支えない。

5. 他の近似式の誤差

$$y = \sqrt{ax + \frac{3}{10} \sqrt{\frac{2pq}{p+q}} x(1-x) + b \frac{pq}{c}}$$

式の各項の係数, a, b, c を変化させた場合, yの値は当然変つて来るが、近似式として最適と考えられる係数を選択する為に、表2に示したような係数を設け、計6種の式について検討した。特に係数cは、equivalent な正方形を考慮して、p+qと置いてみた。誤差計算は、前述したよう

表2 検討した近似式

$$y = \sqrt{ax + \frac{3}{10} \sqrt{\frac{2pq}{p+q}} x(1-x) + b \frac{pq}{c}}$$

式	a	b	c
1	1.0	0.00024	1
2	1.01	0.00022	1
3	1.015	0.00021	1
4	1.02	0.00020	1
5	1.0	0.00042	p+q
6	1.015	0.00042	p+q

に、Brit, J. Radiol, Suppl. No. 10に示されているTAR値と、計算されたTAR値の差を求め、前者に対する百分率を求めた。dの値に対する誤差曲線を、照射野4x4, 10x10, 20x20cmで求めてみるとその傾向は図と同じであり、照射野10x10cmでは、何れの近似式も誤差は最小であり、十分満足しうるものであるが、4x4, 20x20cmにあつては、第一式を除いて、必ずしも満足ではな

、特に d の値が 10cm 以上で 4% 以上の誤差を示すようになるもの、15cm 以上で 4% 以上の誤差を示すもの、あるいは、式全体として 2~4% の誤差範囲を示すもの、などがある。したがって、以上の総合的な判断から、第 1 式が最適と考えて差支えない。

総括および結論

透過線量率を変数として Tissue-Air ratio を求める近似式を開発し、計算値の誤差を Brit, J. Radiol. Suppl. No. 10 の TAR 値と比較して、次の結果を得た。

近似式

$$y = \sqrt{1.0 + \frac{3}{10} \sqrt{\frac{2pq}{p+q}} x(1-x) + 0.00024pq}$$

y : TAR, x : 透過線量率 p, q : 矩形照射野の長径と短径。

1. 計算値の PTD-TAR 曲線は、Johns の発表した値と、かなりよく一致する。

2. 透過線量率 $x = e^{-\mu \cdot 2d}$. μ : 0.064cm^{-1}

2d: 水フェントームの厚さ、と置いて computer 計算し、 d -TAR 曲線を作り、Brit, J. Radiol. Suppl. No. 10 の TAR と比較すると、 $d < 15 \text{cm}$ で、 $4 \times 4 \sim 20 \times 20 \text{cm}$ 照射野の範囲内で、誤差は 4% 以下である。

3. 矩形照射野についても、PTD-TAR 曲線はよく一致して来る。

4. 式の係数を変えた 6 種の近似式につき検討したが、上式が最適であつた。

5. 得られた近似式は比較的簡単であり、電子式卓上計算機で計算しうる。

6. 透過線量率を実測し、上式を用いることによつて、不均等組織に対する対向 2 門照射や回転照射における補正は著しく簡単となる。

7. 透過線量率に指数函数を用いることによつて、電子計算機による TAR 計算に応用することができる。

8. 近似式は臨的に許容される範囲内の誤差で TAR を求めることができる。

文 献

- 1) H.E. Johns: The physics of Radiology (Charles C. Thomas Publ. U.S.A. 1969)
- 2) 柄川, 梅垣, 尾内, 松本, 松川, 吉田: コバルト 60 回転照射時の透過線量より求めた組織補正值, 日医放誌 26: 1568~1573, 1967.
- 3) P.M. Pfalzner: Rotation therapy with a Cobalt 60 Unit. II. Transit dose measurement as a means of correcting tumor dose for non-waterequivalent absorption media, Acta Radiol. 45: 62-68, 1956.
- 4) P.M. Pfalzner: Transit dose measurement in Cobalt-60 Rotation therapy dosimetry, Radiology 70: 503-505, 1958.
- 5) C.B. Braestrup, G. Hertsch and R.T. Moony: Transit dose system for Cobalt 60 rotating teletherapy equipment, Am. J. Roentgenol. 79: 400-405, 1958.
- 6) J.E. O'Conner: A transit dose technique for the determination of dose in inhomogenous bodies, Brit. J. Radiol. 29: 663-667, 1956.
- 7) F.E. Burlin: The evaluation of the dose to the thorax rotational cobalt therapy, Brit. J. Radiol. 30: 543-549, 1967.
- 8) S.O. Fedoruk and H.E. Johns: Transmission dose measurement for cobalt 60 radiation with special reference to rotation therapy, Brit. J. Radiol. 30: 190-195, 1957.
- 9) P.M. Pfalzner: A general formula for axial depth dose derived from an empirical power law for tumor-air ratios, Radiology 75: 438-445, 1960.
- 10) 尾内, 入船, 都丸, 小西: Calculation of dose distributions in radiation therapy by a digital computer, 日医放誌 27: 653-666, 1967.