

## 8. 放射線治療に携わる者の教育及び研修

病院又は診療所の管理者は、放射線治療に携わる者に対して、放射線治療の品質管理および医療安全を徹底するために下記の事項を含めた教育、研修を行う必要がある<sup>39)</sup>。

- (1) 放射線治療業務に携わる者の資質の向上のための教育・研修
  - ア. 放射線治療手順と組織上の仕組み
  - イ. 診療録、照射指示箋、照射録の記録に関する事項
  - ウ. 投与線量基準点、線量分布、線量計算、照合に関する事項
  - エ. 高エネルギーX線及び電子線の線量測定に関する事項
  - オ. 外部照射の品質管理に関する事項
  - カ. 治療計画装置の品質管理に関する事項
  - キ. 放射線腫瘍学・至適線量の基礎に関する事項
- (2) 高エネルギー発生装置、放射性同位元素による放射線障害の防止に関する法律および医療法、関連する各種法令や、放射線の安全に係る通知等に含む教育・研修
- (3) 放射線治療に関する事故事例と事故防止に関する教育・研修
- (4) 放射線治療品質管理に伴う、安全性・信頼性の確保のための研修・教育
  - ア. 医療用加速器の品質管理全般に関する事項
  - イ. 密封小線源の品質管理全般に関する事項
  - ウ. 放射線治療計画装置の品質管理全般に関する事項
  - エ. 高度先駆的放射線治療の品質管理全般に関する事項
  - オ. 放射線治療品質管理に関する性能点検と校正に関する事項
  - カ. 放射線治療品質管理の臨床使用に関するガイドラインに関する事項

## 9. 放射線治療部門において整備すべき機器等

病院又は診療所の管理者は安全な放射線治療を実施するために、以下の機器等を整備すること。

- (1) 放射線治療装置（外部照射装置、腔内照射装置、組織内照射装置）
- (2) 位置決め装置（X線シミュレータ、CTシミュレータ）
- (3) 治療計画装置
- (4) 照合装置
- (5) 固定具・補助具
- (6) 工作機器（しゃへい体作製装置等）
- (7) 線量測定システム（電離箱線量計、水ファントム装置、水等価固体ファントム）
- (8) 品質管理用測定器具
- (9) 環境放射線測定器（電離箱サーベイメータ、中性子測定用レムカウンタ）
- (10) その他、医療安全を確保するために必要なもの

## 10. 施設全体として捉える組織体制の位置づけ

放射線治療に携わる者は、患者の安全を確保するために積極的に放射線治療の事故防止に介入すべく、様々な立場を超えた意見交換の場を提供し、コミュニケーション不足による行き違いのないよう組織体制を確立する必要がある。

## 11. 第三者的立場の介入

医療事故防止や誤照射の早期発見のために、照射や治療計画等に対して定期的に第三者による監査を積極的に受けることが必要である<sup>9)</sup>。第三者的立場による監査には自施設が行う内部監査と外部委託する外部監査があり、施設は専門的立場でのその介入を受け入れなければならない。

ア. 電離箱線量計は、「外部放射線治療における吸収線量の標準測定法（'01）<sup>25)</sup>」に基づきしかるべ

き治療用線量計の校正機関において年1回の線量校正を受けること。

イ. 放射線治療品質管理プログラムに基づく実施状況の適正を確認するために第三者機関の監査を定

期的に受けること。

ウ. 施設は、第三者機関の監査報告を受けて、品質管理の状態を把握し必要に応じて改善すること。

エ. 施設は、第三者機関の訪問測定や郵送測定によって基準となる線量の確認を行うこと。

オ. 医療事故が発生した場合には、放射線治療関連学会等の事故調査団を受け入れて事故原因の解明

を行い、事故防止対策をすみやかに講ずること。

## 12. 放射線治療事故が発生した場合の緊急措置

過剰照射や過小照射等など重大な放射線治療事故が発生した場合には、患者の安全を第一に考え、さらなる被害の拡大防止に努めると同時に、直ちに院内の医療事故予防対策委員長に届出て、医療事故防止委員会および放射線治療品質管理委員会などの適切な判断・助言が得られるように連絡体制を確保する必要がある。また、厚生労働省等の関連機関にすみやかに連絡すること。

## 参考文献

- 1) 放射線治療の品質管理に関する委員会：「放射線治療における医療事故防止のための安全管理体制の確立に向けて（提言）中間報告、放射線治療の品質管理に関する委員会、2004
- 2) 石原美和：「安全な医療を提供するための10の要点」の策定にあたって、飛翔 No.108、2-5、2001
- 3) 中島和江、児玉安司：ヘルスケア リスクマネジメント、医学書院、東京、2001
- 4) 国立大学医学部附属病院長会議 編：医療事故防止のための安全管理体制の確立に向けて、日総研出版、2001
- 5) 医学放射線物理連絡協議会：「東京都内某病院における過線量照射事故の原因および再発防止に関する医学放射線物理連絡協議会による調査報告書」、日本医学放射線学会誌、61:817-825、2001
- 6) 医学放射線物理連絡協議会：「国立弘前病院の放射線過剰照射事故に関する緊急勧告」（平成15年11月）、2004
- 7) 医学放射線物理連絡協議会：「山形大学病院における過小照射事故の原因防止に関する報告書」、2004
- 8) 池田 恢、早瀬尚文、廣川 裕：放射線治療システムの品質保証・品質管理、映像情報、Vol.36、

No.1, 1357-1361, 2004

- 9) 遠藤真広、福村明史、新保宗史 他：放射線治療の品質管理—最近の事故事例を中心に—、映像情報、Vol.36、No.1、1352-1356、2004
- 10) 早瀬尚文：時論「多発する放射線治療事故とその対策」、日本医事新報、4194:59-61、2004
- 11) 廣川 裕：放射線治療のリスクマネジメント、日獨医報、第 49 卷、臨時増刊号、71-80、2004
- 12) 熊谷孝三：放射線治療における誤照射事故防止、放射線治療研究会雑誌、Vol. 16 No.1、49-55、2003
- 13) 医学物理連絡協議会：「国立弘前病院における過剰照射事故の原因および再発防止に関する調査報告書」、日本放射線技術学会雑誌、Vol.60、No.7、887-895、2004
- 14) 厚生労働省健康局国立病院部医療指導課長通知：「診療用放射線の過剰照射の防止の徹底について」（病院医発第 1003006 号）平成 15 年 10 月 3 日、2003
- 15) 厚生労働省健康局国立病院部医療指導課長通知：「放射線治療にかかる安全対策について」（病院医発第 1210004 号）平成 15 年 12 月 10 日、2003
- 16) 厚生労働省医政局医療指導課長通知：「診療用放射線の過剰照射の防止当の徹底について」（医政指発第 1210003 号）平成 16 年 12 月 10 日、2004
- 17) 福永秀敏 編：国立病院におけるリスクマネジメントマニュアル作成指針及び診療情報提供に関する指針、財団法人政策医療振興財団、2000
- 18) 浜田達二 他：事故防止と緊急時対応の手引き、放射線障害防止中央協議会、1990
- 19) 保科正夫、渡辺良晴、木村千明 他：放射線治療における事故事例と事故防止対策—誤照射事故の立ち入り調査の教訓—、日本放射線技術学会雑誌、第 60 卷、第 6 号、755-757、2004
- 20) Robert G, Parker. etal. :Radiation oncology integrated inter-society council for radiation oncology (Blue book).Subcommittee to write “Radiation oncology in integrated cancer management, ACR Publications, Virginia, USA, 1991
- 21) AAPM: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of Task Group 40 of the Radiation Therapy Committee of AAPM, New York, 1994
- 22) AAPM: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: Report of Task Group 53 of the Radiation Therapy Committee of AAPM, New York, 1998
- 23) ICRU Report 24 : Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beam of X or Gamma rays in radiotherapy, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington , D,C, U.S.A, 1976
- 24) 川島勝弘：治療線量の標準測定と管理、放治システム研究、3、83-99、1986
- 25) 熊谷孝三：診療放射線技師からみた放射線治療品質・リスク管理、映像情報、Vol.36、No.1、1362-1371、2004
- 26) 日本医学物理学会 編：外部放射線治療における高エネルギー X 線および電子線の吸収線量の標準測定法、通商産業研究社、2002
- 27) 熊谷孝三：医療用電子線の吸収線量評価の高度化に関する研究、原子核研究、Vol.49、No.1、65-75、2004
- 28) M.Hoshina, H. Shibuya, H. Kubo, M. Miura, I. Ohashi, R. Yoshimura, and S. Oota : Determination of the depth of 50% of maximum ionization,  $I_{50}$ , for electron beams by the divided difference method, Med. Phys. 31(7), 2068-2074, July 2004
- 29) ICRU Report 50: Prescribing Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C, U.S.A,1994

- 30) ICRU Report 62: Prescribing Recording, and Reporting Photon Beam Therapy, (Supplement ICRU Report 50) International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C. U.S.A, 1999
- 31) 日本放射線腫瘍学会 QA 委員会 編：外部放射線治療における Quality Assurance(QA)システムガイドライン、2001
- 32) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会 編：外部放射線治療装置の保守管理プログラム、通商産業研究社、1994
- 33) 日本放射線技術学会 編：放射線医療技術学叢書 放射線技術 QC プログラム、日本放射線技術学会出版委員会、1988
- 34) 日本画像医療システム工業会 編：診療用高エネルギー放射線発生装置・据付調整時の放射線安全ガイドライン、2004
- 35) ICRP Publication 86: Prevention of Accidental Exposures to Patients Undergoing Radiation Therapy, The International Commission on Radiological Protection, 2000
- 36) 池田 恆：わが国の放射線治療の現況と展望、医療、53、284-288、2004
- 37) 熊谷孝三 編：放射線治療における誤照射事故防止指針、日本放射線技術学会、2003
- 38) James A. Purdy, Chairman, Peter J. Biggs, Charles Bowers, et al : Medical accelerator safety consideration: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.35, Med. Phys. 20(4), 1261-1273, 1993
- 39) 伊東久夫：「医療機関における放射線安全の確保に関する研究」（中間報告書）、平成 16 年度厚生労働省科学研究補助金（医療技術評価総合研究事業）、2005
- 40) ICRU Report 29: Dose specification for reporting external beam therapy with photons and electrons, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington, D.C, U.S.A,1978

## 放射線治療における安全確保に関するガイドライン作成者一覧

氏名	所属
池田 恢	国立がんセンター中央病院放射線治療部 部長 (社団法人日本医学放射線学会)
遠藤真広	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター 医学物理部長 (日本医学物理学会)
奥村雅彦	近畿大学医学部附属病院中央放射線部 技術主任 (日本放射線腫瘍学会)
金井達朗	放射線医学総合研究所医学物理部ビーム測定・開発室 室長 (日本医学物理学会)
木村千明	名古屋掖済会病院放射線部 放射線部 副部長 (社団法人日本放射線技術会総務理事)
○ 熊谷孝三	独立行政法人国立病院機構 福岡東医療センター 診療放射線技師長 (社団法人日本放射線技術学会理事)
佐藤弘史	放射線医学総合研究所重粒子医科学センター病院 (社団法人日本放射線技師会常務理事)
白土博樹	北海道大学病院放射線部 助教授 (日本放射線腫瘍学会)
新保宗史	国立がんセンター東病院放射線部 物理専門官 (日本医学物理学会)
中川恵一	東京大学大学院医学系研究科・医学部放射線医学 助教授
成田浩人	東京慈恵会医科大学附属病院放射線部 技師長補佐 (社団法人日本放射線技師会常務理事)
◎ 早瀬尚文	久留米大学医学部放射線医学講座 教授 (社団法人日本医学放射線学会)
広川 裕	順天堂大学医学部放射線科 教授 (日本放射線腫瘍学会)
保科正夫	群馬県立医療短期大学診療放射線学科 教授 (社団法人日本放射線技術学会)
山田章吾	東北大学大学院医学系研究科 教授 (社団法人日本医学放射線学会)
山森和美	帝京大学医学部附属市原病院中央放射線部 主査 (社団法人日本放射線技師会常務理事)

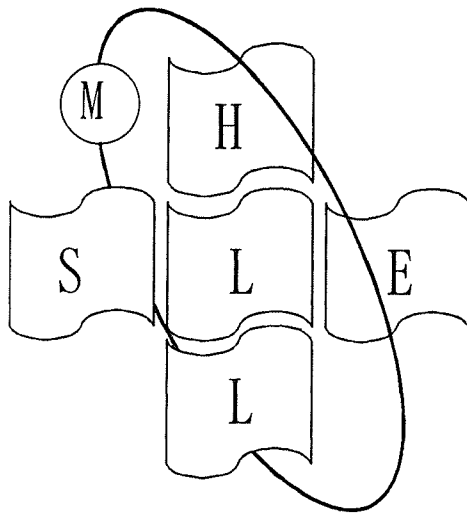
◎ 委員長、

○作成責任者

五十音順

## 参考1 放射線治療事故防止のための SHEL モデル

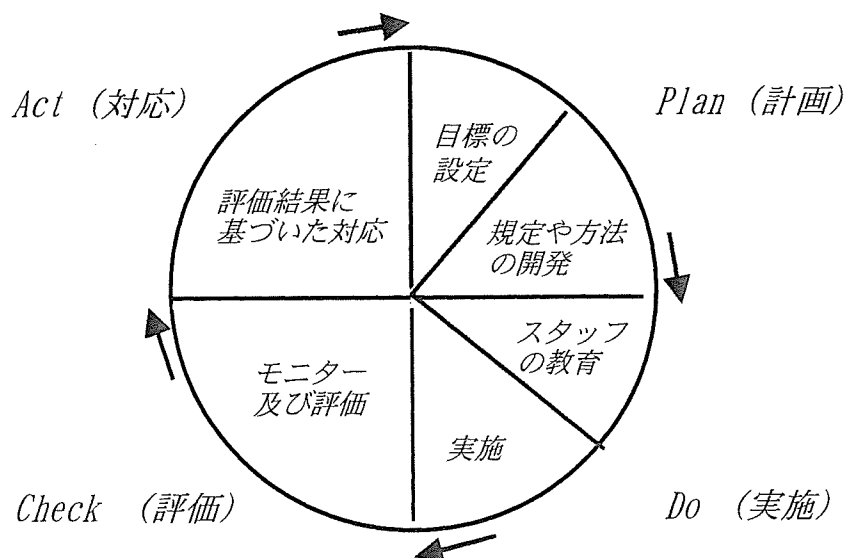
放射線治療業務は中央部の「L(Liveware (ライブウエア) =オペレータ)」を中心に、「L-S (ソフトウェア)」「L-H (ハードウエア)」「L-E (環境)」「L-L (人間関係)」「L (当事者)」「M (マネジメント)」と関係の中で行われおり、それぞれの接点に問題があるかどうかを見直し、問題があればその領域を根本的に見直すことが本質的な事故防止を可能にする。S(Software)は治療手順書やマニュアル、H(Hardware)は放射線治療機器、関連機器や器具、マン・マシンインタフェース等、E(Environment)は温度、騒音、物理的な作業環境、社会的環境などの外的要因、L(Liveware)はオペレータ(当事者)やチームメイト、M(Management)はマネジメントである。



- H* : ハードウエア  
(機器、設備)
- S* : ソフトウエア  
(作業手順、規則、慣習)
- E* : 環境  
外的要因 (天候、気圧)
- L* : 人間  
(オペレータ、他の人々)
- M* : マネージメント

## 参考2 放射線治療の質の向上のためのPDCA サイクル

PDCA サイクルは plan (計画) -do (実施) -check (評価) -act (対応) の手順で反復作業を行い、問題点を見つけだして改善して行く方法である。医療の質の向上では、plan (計画) はリスク事例などの情報収集であり、解決する方法を検討することである。do (実施) は見出した解決法を職員に周知徹底させ、check (評価) では、その方法がうまく機能しているかを評価していく。そして、act (対応) では、実施した対策の中で効果のあったものは正式に採用されると同時に、明確になった問題点は再度、plan (計画) で検討され、継続した質の向上のためのサイクルが継続して実施される。



### 参考3 放射線治療事故事例

最近の様々な放射線治療事故の事例を挙げる。過去の事故事例の教訓を事故防止に活かすことが重要である。

最近の放射線治療事故（1998年 2004年）

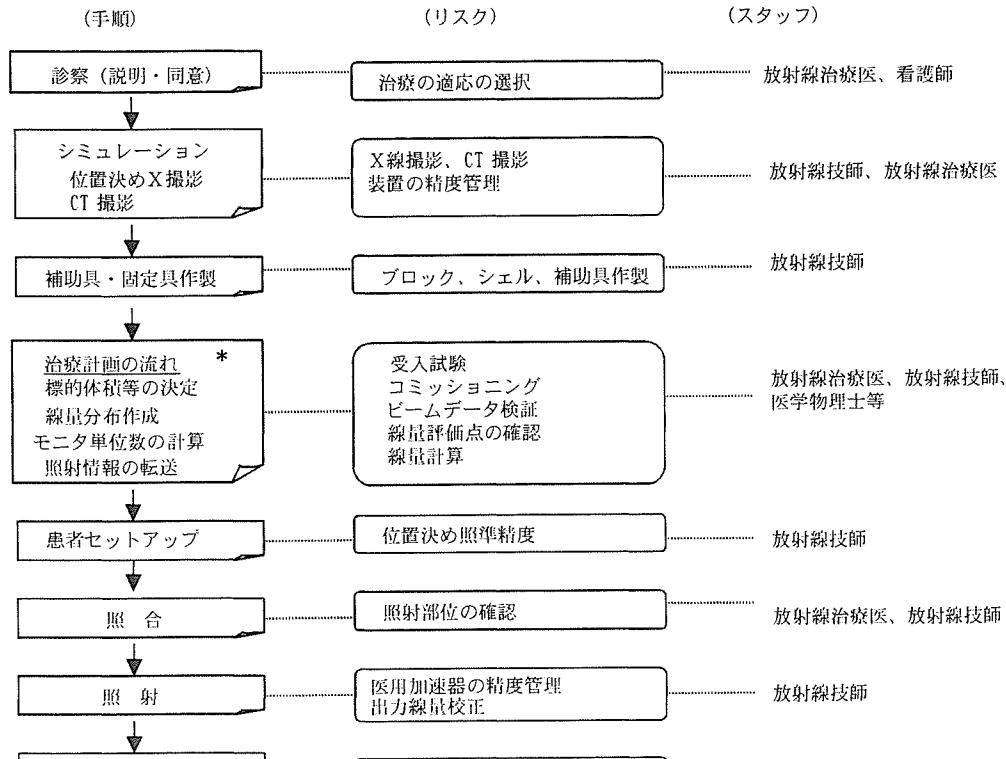
年	施設	事故内容		患者への影響
1998	沖縄 R 大学病院	RALS の線源交換時の操作ミス	従事者被曝	影響なし
2001	東京 T 病院	くさび係数の入力ミス	過剰照射	対象患者 23 名
2002	北海道国立 S 病院	Ir-192 線源 1 本所在不明	線源紛失	影響なし
2002	北陸 K 大学病院	くさび係数入力ミス	過剰照射	対象患者 12 名
2003	東北国立 H 病院	投与線量基準点の線量評価ミス	過剰照射	対象患者 276 名
2004	東北 Y 大学病院	照射野係数の入力ミス	過少照射	対象患者 32 名
2004	東北 Y 市立病院	治療計画装置の操作ミス	過剰照射	対象患者 25 名
2004	東北 T 総合病院	線量測定の評価ミス	過少照射	対象患者 256 名
2004	近畿 W 県立医大病院	治療計画装置の投与線量入力ミス	過剰照射	対象患者 1 名
2004	東北 I 医大病院	くさびビームの深部線量特性の入力ミス	過剰照射	対象患者 111 名
2004	東京 T 大学病院	加速器高圧電源ユニットの燃焼	燃焼事故	影響なし



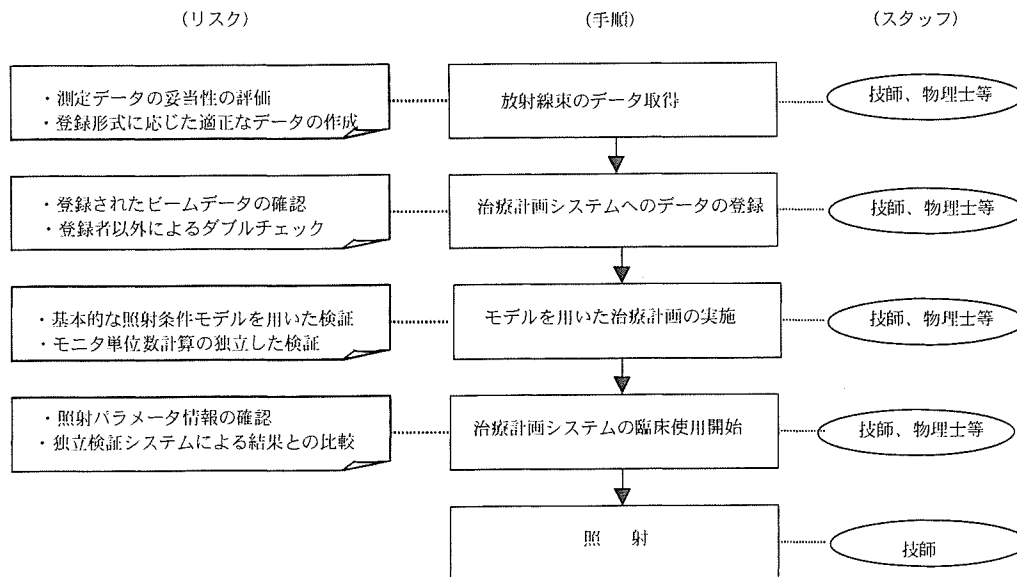
## 参考4 放射線治療手順

### 4.1 わが国における外部照射治療の流れ

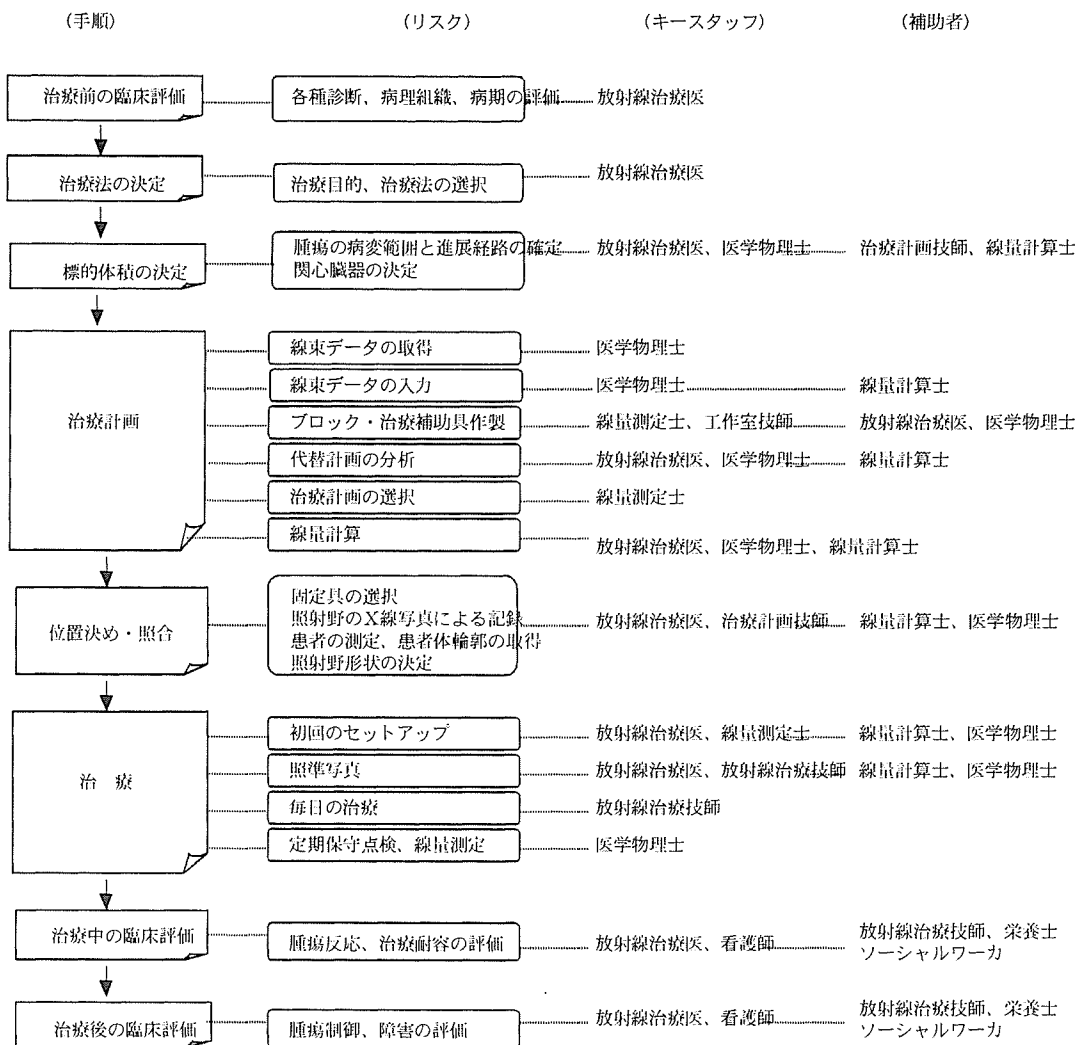
#### (1) 外部照射治療の流れ



(2) 注



## 4.2 米国における外部照射治療の流れ<sup>20)</sup> (Blue Book より)



## 参考5 放射線治療の線量測定の不確定度

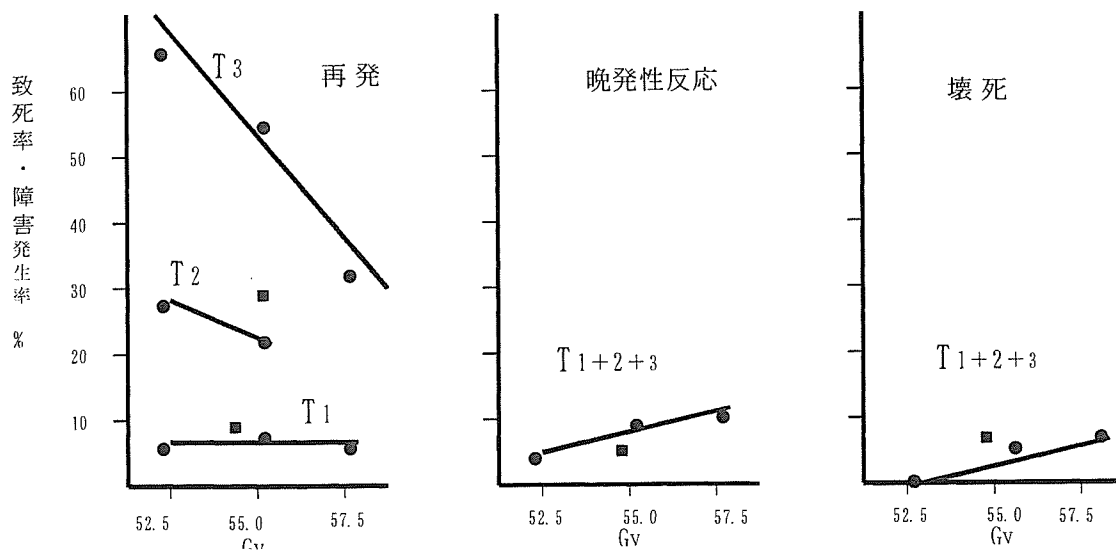
悪性腫瘍の放射線治療において適正な予後管理を行うためには、標的線量として照射される線量は±5.0%の不確定度が要求される。この根拠は、Stewart と Jackson が 1975 年に発表した喉頭癌の治療成績によってもたらされた<sup>23)</sup>。実際、喉頭癌の照射は、4MV X線を用いて3週間にわたり、52.5Gy、55.0Gy、57.5Gyで行われていた。その結果、5%のステップで増加する線量で照射された Stage3 症例（図中 T3）において原発巣の再発率が 20%減少していることがわかった。このことは、腫瘍線量が±5%変われば原発巣の再発率が大きく変化することを示唆するものである。Stage2（図中 T2）では、著しい変化はないが、少しの変化が見られた。Stage1（図中 T1）ではこの線量範囲では重要な変化は見られなかった。このことから、放射線治療において原発巣を治癒させ、かつ再発や有害事象を生じさせないためには、吸収線量は±5.0%の不確定度で投与する必要がある。また、喉頭癌に照射された線量増加の原因は、R（レントゲン）から rad（ラド）への線量変換を怠ったため、医用加速器のエネルギーに依存したものであり、結果として7.10%の過剰線量が発生した。ここで注意すべきことは、不確定度とは誤差の見積もりのことであり、必ずしも医療事故の程度を表す指標とはならない。すなわち、ここで示された線量評価の不確定度±5.0%は品質保証・品質管理の管理限界を定める上で参考値と考える。

Stewart, J. G and Jackson, A. W / (ICRU24, 1975)

線量-効果関係（喉頭がん）

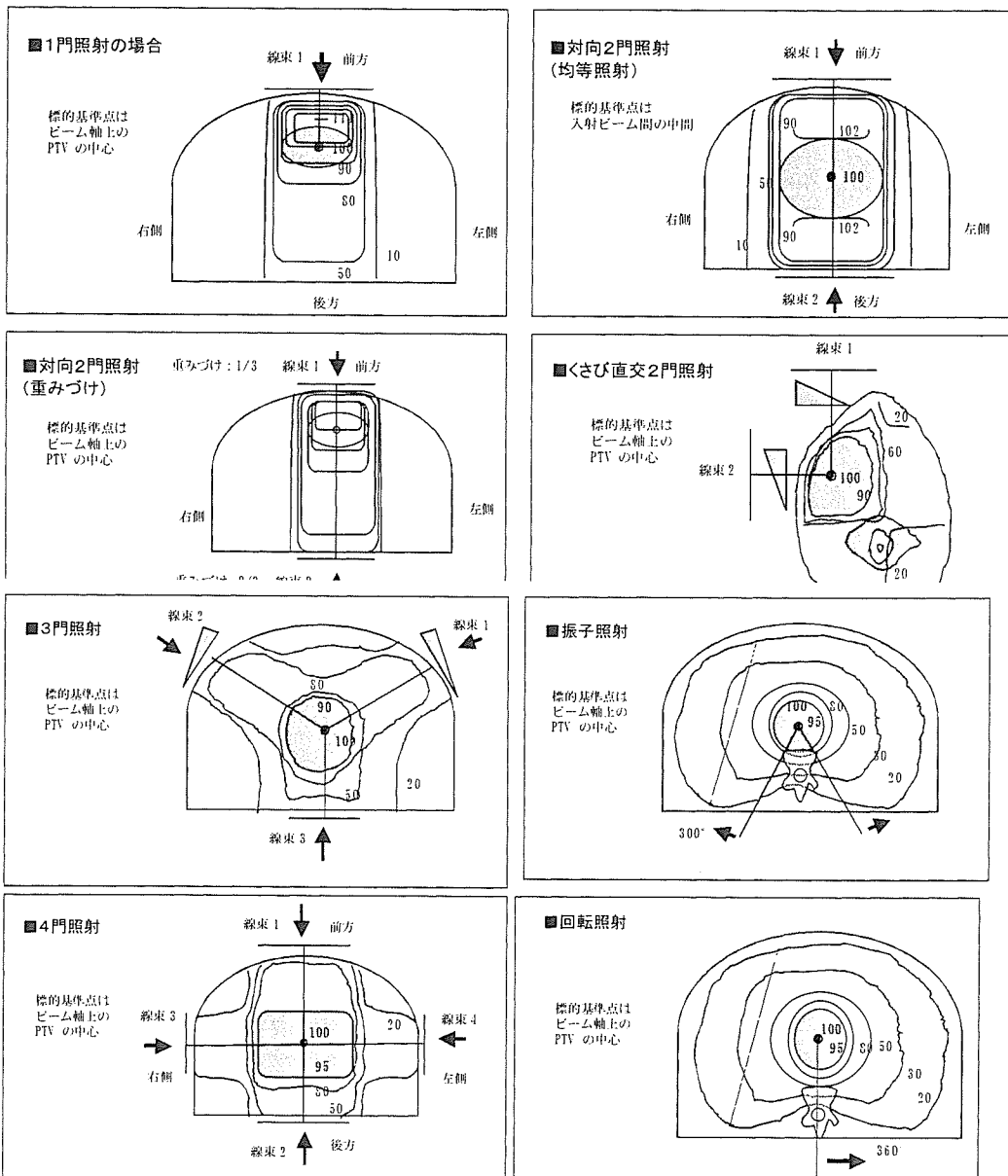
4MV X-ray 3Weeks

● 1955-1961 314例  
■ 1962-1965 270例



## 参考6 投与線量基準点の考え方

外部照射の線量評価の方法として標的体積に投与する吸収線量の表示のために標的線量評価基準点がある。この標的線量評価基準点は ICRU Report 50<sup>29)</sup>において ICRU 基準点と呼ばれており、均等な線量分布を得る従来の照射法においてこの点を投与線量の基準点と考える(下図)。これは、急峻な線量分布を呈する定位放射線治療や不均一でモザイク状の線量強度を示す強度変調照射法の投与線量基準点と区別され、この場合は、ある線量値を基準して領域線量を表示する方法が用いられる。重要なことは、投与線量の指示が行われるときには、その線量値を必要としている領域についても医師は具体的に明示すべきである。また、下図はX線治療の標的線量評価基準点の考え方であり、電子線治療については、ICRU Report 29<sup>40)</sup>を参照すること。



# 参考7 線量モニタシステム校正チェックシート

## 7.1 X線用

### X線用チェックシート

#### 1. 測定条件

- 校正実施日：
- 測定者：
- 線種：X線
  - 線質：( ) MV
  - 電位計名：
  - 測定レンジ：
  - リファレンス (フィールド) 線量計：
- 線量計シリアル番号：
- $M_{D,x}$  (Gy/nC)： \_\_\_\_\_ (防水筒 \_\_\_\_\_ mm)
- ※  $N_c$ ： \_\_\_\_\_  $k_{RX}$ ： \_\_\_\_\_
- $TPR_{20,10}$ ：
- $k_Q$  (線質係数)：
- 基準照射野 (cm<sup>2</sup>)：10×10cm<sup>2</sup>
- 校正深 (g/cm<sup>2</sup>)：10cm
- ファントム：
- 設定モニタ単位数 (/2Gy)
- TMR (10×10, 10)：
- 測定値に対する補正係数
  - 1)  $k_{tp}$  (温度気圧補正係数)： \_\_\_\_\_ 温度 (°C)
  - \_\_\_\_\_ 気圧 (hPa)
  - $k_{m2X}$  (極性効果補正係数)： \_\_\_\_\_
  - $k_s$  (イオン再結合補正係数)： \_\_\_\_\_
  - $k_{elec}$  (電位計校正定数)： \_\_\_\_\_

#### 2. 測定結果

	結果	再校正結果
指示値1		
指示値2		
指示値3		
指示値4		
指示値5		
平均指示値 (nC)		
標準偏差 (nC)		
変動係数 (%)		
校正深吸収線量 (Gy)		
誤差 (%)		
管理限界 (%)		

- 確認者： \_\_\_\_\_
- 確認日： \_\_\_\_\_



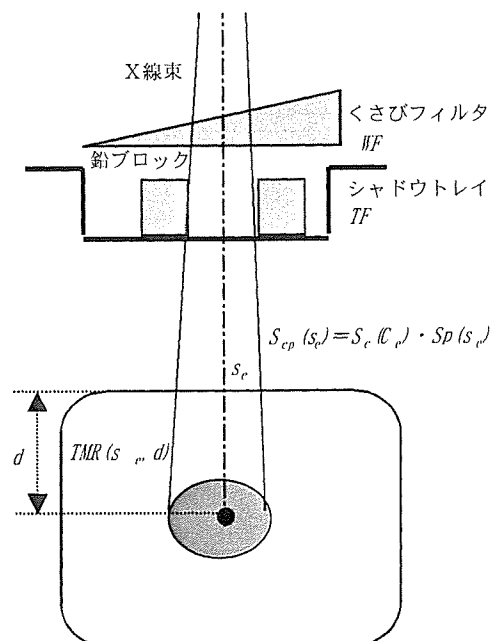
## 参考8 治療計画装置のモニタ単位数の計算式と計算例

### 8.1 外部照射治療時のモニタ単位数の計算式

患者の治療では、体表面から深さ  $d$  の位置にある標的体積に、治療計画で決定された処方線量を投与するためにモニタ単位数を計算する必要がある。下記に、一般的なモニタ単位数の計算式を示す。この計算は、複数人数、かつ独立した方法で再検証を行うこと。

$$\begin{aligned}
 MU &= \frac{\text{Dose} \cdot 100 [\text{cGy/Gy}] \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_{cp}(s_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF \cdot (\text{other factors})} \\
 &= \frac{\text{Dose} \cdot 100 [\text{cGy/Gy}] \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_c(c_e) \cdot S_p(S_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF \cdot (\text{other factors})}
 \end{aligned}
 \tag{8, 1}$$

- 但し：
- Dose : 一回あたりの総線量 [Gy]、100 : Gy から cGy への変換
  - Ratio : 各照射門の投与線量比率 (重みづけ)
  - $K$  : モニタ線量計校正定数 (1cGy/MU)
  - $TMR(s_e, d)$  : 等価正方形照射野 (辺  $s_e$ )、深さ  $d$  の組織最大線量比
  - $S_{cp}$  : 全散乱係数 (出力係数)
  - $S_p$  : ファントム散乱係数 (上下絞り開度に対する等価照射野  $c_e$ )
  - $S_c$  : コリメータ散乱係数 (患者投影照射野に対する等価照射野  $s_e$ )
  - $WF$  : くさび係数 (深さと照射野に依存する場合がある)
  - $TF$  : トレー係数 (深さと照射野に依存する場合がある)
  - Other factors : その他照射法によって必要となる補正係数



### 8.2 外部照射治療における

近年の治療計画システム (RTPS) の普及に伴い、RTPS から得られるモニタ単位 (MU) 数を臨床に用いることが増えている。したがって、RTPS からの MU 数の検証をする機会はずっと増えている。この検証の手法としては、1) RTPS とは別の二次元 MU 数計算システムを用いた MU 数の検証、2) 手計算 (スプレッドシートを用いた PC ベースの計算も含む) による検証、3) 水ファントムを利用した実測検証な

どの選択肢がある。また、RTPS を利用しない場合においては、MU 数の明確な計算法を示しておかなければならない。

ここに示す方法は欧米で利用されている手計算法に従った手法であり、上記で示した検証への運用にも耐えられるものである。この手法によって、MU 数の計算精度の向上を図ることができ、RTPS の MU 数の検証において生じる相違も、合理的なレベルに維持することができる。この計算法の特徴は次のような点にある。

(ア) 長方形、長方形および不整形などの照射野すべてに、同じ考え方を適用することができる。

(イ) 加速器からの X 線の出力評価において、実際状況を反映できる。

(ウ) 種々照射条件に対応した MU 数の計算手法の拡充において、基本的骨格の変更の必要性が少ない。

このガイドラインでは、臨床において遭遇する照射条件の 90%以上に適合するコリメータ回転軸上の評価点に対する MU 数の計算式として、前項の式 (8.1) の形式を提案する。

式 (8.1) において、最大線量深と異なる任意の深さを基準とする場合には、TMR の代わりに組織ファントム線量比 TPR を用いることになる。その場合、 $k$  の評価深は異なることに注意が必要である。式 (8.1) の運用においては、全散乱係数  $S_{cp}(s_e)$  は次のように二つの因子によって合成されているものとして処理する。

$$S_{cp}(s_e) = S_c(c_e) \cdot S_p(s_e) \quad (8.2.1)$$

ここで、 $S_c(c_e)$  は上下絞り開度による等価正方形の辺の長さが  $c_e$  のときのコリメータ散乱係数、 $S_p(s_e)$  は患者に投影された照射野の等価正方形照射野の辺の長さが  $s_e$  のときのファントム散乱係数である。

通常、出力係数は種々の正方形照射野のサイズに伴う出力の変化を表す。しかし、正方形と長方形の照射野において出力に相違があることが知られている。また、長方形照射野として  $X \times Y$  と  $Y \times X$  があるが、上下の絞りの開度が反転した場合にも出力が大きく変化する。これはコリメータ反転効果として知られている。コリメータ反転効果を生む原因は、上絞りの上面からモニタ線量計への後方散乱線によるモニタ線量計の測定値への加算と実質的線源である平坦化フィルタの露出面が下絞りや不整形用の遮蔽体よりも上絞りの開度によって影響を大きく受けることにある。

このような原因によって生じるコリメータ開度依存の出力変化は、コリメータ開度による照射野（患者に投影された照射野ではないことに注意）の等価性を次式によって求めることで回避でき、出力評価精度の向上を図ることが可能となる。

$$c_e = \frac{(1+k)X \cdot Y}{kX + Y} \quad (8.2.2)$$

この  $k$  がコリメータ反転効果補正係数である。 $k$  の値は前述した原因から分かるように、加速器のヘッド内の構造に依存する。したがって、加速器のタイプ別、モニタ線量計のタイプ別に個別に評価しなければならない。一般的な  $k$  の値は 1.5 2.0 の間にある。

式 (8.2.2) による評価が特に有効となるのは、矩形度が強い長方形照射野や遮蔽面積が大きい不整形照射野である。式 (8.2.2) から明らかなように、コリメータ開度が正方形の場合も、任意の  $k$  の値においてこの式が適用できるので、すべての照射野形状におけるコリメータ開度の等価正方形は式 (8.2.2) を用いて良い。

#### 8.2.1 コリメータ散乱係数とコリメータ反転効果係数の求め方

コリメータ散乱係数とコリメータ反転効果係数を求める手順を下記に示す。

- 1) ミニファントム（直径 4 cm、測定点までの厚さが 10 cm 程度のアクリル製の円柱）もしくはビルドアップキャップに円筒形電離箱（ファーマ形電離箱）を挿入する（ビーム軸と電離箱長軸は平行となるように配置する）。
- 2) 線源測定点間距離は定格治療距離（100 cm）とする。



3) ミニファントムもしくはビルドアップキャップが完全に照射野に含まれる大きさが、この配置における測定可能な下限照射野サイズとなる。通常、4cm×4cm から 40cm×40cm までの正方形照射野で測定する。10cm×10cm における測定値で他の照射野の測定値を除することで規格する。このような処理によ

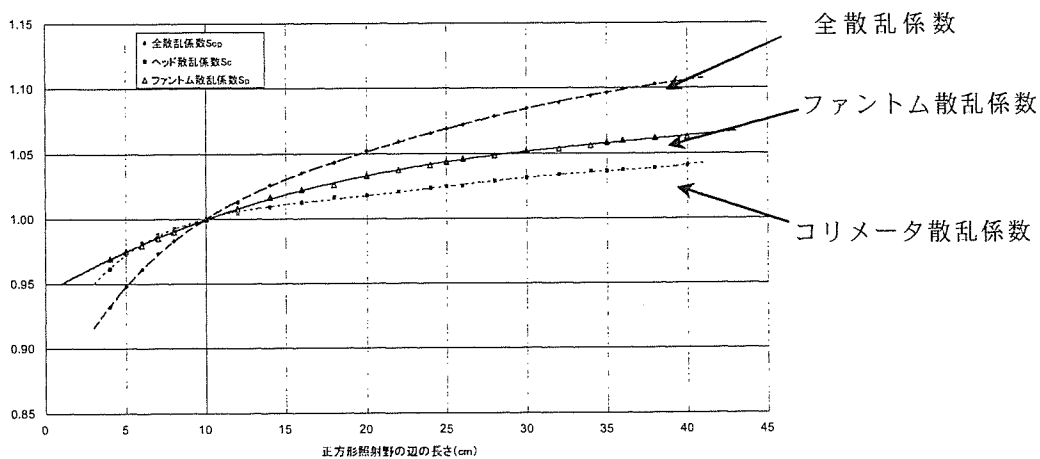


図 8.2.1 正方形照射野サイズに伴う散乱係数の変化

理によって得られるコリメータ散乱係数を図 8.2.1 に示す。

4) 同様の配置において下記

に示す長方形照射野における測定を行う。ここに示す長方形のサイズは最低限必要である。

長方形照射野における測定値を 10cm×10cm の測定値で除する。また、第 1 段階として、長方形の等価正方形  $c_p$  を式 (8.2.2) の  $k$  の値を任意の値 (1.5 2.0 の間) を選び、求める。この  $c_p$  に対する  $S_c$  と図 8.2.1 の  $S_c$  と相違を確認する。相違が 0.5% 以下となるまで  $k$  の値を変える反復的作業を繰り返し、最適な  $k$  の値を求める。ただし、表 8.2.1 に示したすべての照射野の範囲において同等の相違を得ることは難しいので、臨床で用いる頻度の高い長方形照射野で最適な  $k$  値を求めるのが実際的である。

表 8.2.1 コリメータ反転効果のための照射野の種類 (ここに示す照射野サイズは最小限である)

上絞り (Y)	下絞り (X)	上絞り (Y)	下絞り (X)	上絞り (Y)	下絞り (X)
5 cm	10 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
5 cm	15 cm	10 cm	20 cm	20 cm	30 cm
5 cm	20 cm	10 cm	30 cm	25 cm	20 cm
5 cm	30 cm	15 cm	10 cm	30 cm	20 cm
10 cm	5 cm	20 cm	10 cm		
15 cm	5 cm	30 cm	10 cm		
20 cm	5 cm				
30 cm	5 cm				

### 8.2.3 ファントム散乱係数の求め方

ファントム散乱係数を求めるには、式 (8.2.1) を適用する。すなわち、全散乱係数と先に求めたコリメータ散乱係数から計算によって求める。

- 1) TMR を用いる場合には、最大線量深における正方形照射野サイズに伴う出力の変化を測定する。これらの測定値を 10cm×10cm の測定値で除することにより、図 8.2.1 に示すような  $S_{cp}$  を得る。
- 2) TPR を用いる場合には、基準とした深さ (一般的には TPR は 10cm 深を基準深とすることが多い) における正方形照射野サイズに伴う出力の変化を測定する。これらの測定値を 10cm×10cm の測

定値で除することになる。

3) 次に、同じ照射野サイズにおいて、式 (8. 2. 1) より、

$$S_p(s_e) = \frac{S_{cp}(s_e)}{S_c(c_e)}$$

から、ファントム散乱係数を求める。ここで、全散乱係数  $S_{cp}$  とコリメータ散乱係数  $S_c$  は測定値に基づく値である。その結果は、図 8. 2. 1 に示すような変化となる。

以上のことより、モニタ単位数を求める一般式は次式となる。

$$MU = \frac{\text{Dose[Gy]} \cdot 100[\text{cGy/Gy}] \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_c(c_e) \cdot S_p(s_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF \cdot (\text{other factors})} \quad (8. 2. 3)$$

### 8.3 外部照射治療におけるモニタ単位数の計算例

#### (1) オープン照射野における対向2門照射法

腹部の中央近くに直径 6cm の円形の病巣が存在するとする。腹部の厚さは 20cm で、腫瘍の中心は腹壁から 10cm の部に存在するとする。この病巣に、リニアックのエネルギー10MV X線を用い、前後対向2門で照射する。この場合、入射ビーム軸上中間点の投与線量基準点 A に吸収線量 2Gy を照射する場合のモニタ単位数を求める。ただし、線束 1 は腹側の照射野、線束 2 は背側のものである。

#### 《線束 1, 2 の照射条件》

照射野 (オープン) = 6cm × 6cm

重みづけ : 1/2

腫瘍の深さ = 10cm

Dose (標的線量) : 2Gy

K (1cGy/MU 校正) = 1.000

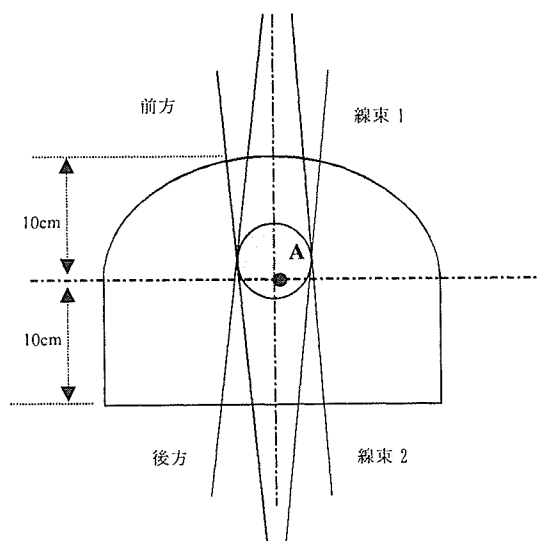
TMR(6 × 6, 10) = 0.822

S<sub>cp</sub> (出力係数 : 全散乱係数) = 0.969

TF (トレー係数) = 1.000

WF (くさび係数) = 1.000

other factors = 1.000



#### ○ MU 数の計算 (A 点)

$$\begin{aligned}
 MU &= \frac{\text{Dose} \cdot 100 \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_{cp}(s_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF} \\
 &= \frac{2 \cdot 100 \cdot 1/2}{1 \times 0.969 \times 0.822 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0} \\
 &= 125.5 \\
 &= 126
 \end{aligned}$$

(2) オープン照射野における重みづけした対向2門照射法

腹部の中央近くに直径6cmの円形の病巣が存在するとする。腹部の厚さは22cmで、腫瘍の中心は腹壁から8cmの深さに存在するとする。この病巣に、リニアックのエネルギー10MVのX線を用い、前後対向2門で照射する。この場合、ビーム軸上の病巣中心の投与線量基準点Aに吸収線量2Gyを照射する場合のモニタ単位数を求める。ただし、線束1による照射の重みづけを1/3、線束2による照射の重みづけを2/3とする。

○線束1：腹側の照射野

重みづけ：1/3

照射野（オープン）=6cm×6cm

腫瘍の深さ=8cm

Dose（標的線量）=2Gy

K（1cGy/MU校正）=1.000

TMR(6×6, 8)=0.876

S<sub>cp</sub>（出力係数：全散乱係数）=0.969

TF（トレー係数）=1.000

WF（くさび係数）=1.000

other factors=1.000

○線束2：背側の照射野

重みづけ：2/3

照射野（オープン）=6cm×6cm

腫瘍の深さ=12cm

Dose（標的線量）=2Gy

K（1cGy/MU校正）=1.000

TMR(6×6, 14)=0.818

S<sub>cp</sub>（出力係数：全散乱係数）=0.969

TF（トレー係数）=1.000

WF（くさび係数）=1.000

other factors=1.000

○ MU数の計算(A点)

線束1：腹側の照射野の場合

$$\begin{aligned} MU &= \frac{\text{Dose} \cdot 100 \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_{cp}(s_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF \cdot (\text{other factors})} \\ &= \frac{2 \times 100 \times (1/3)}{1 \times 0.969 \times 0.876 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0} \\ &= 76.8 \\ &= 77 \end{aligned}$$

線束2：背側の照射野の場合

$$\begin{aligned} MU &= \frac{\text{Dose} \cdot 100 \cdot \text{ratio}}{K \cdot S_{cp}(s_e) \cdot TMR(s_e, d) \cdot WF \cdot TF \cdot (\text{other factors})} \\ &= \frac{2 \times 100 \times (2/3)}{1 \times 0.969 \times 0.818 \times 1.0 \times 1.0 \times 1.0} \\ &= 168.2 \\ &= 168 \end{aligned}$$