

Figure 3. Variation of the definition of the prostate among 25 radiation oncologists.

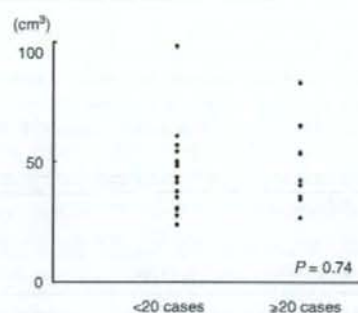


Figure 6. Variation of the prostate definition according to the numbers of treatment plans developed during a year.

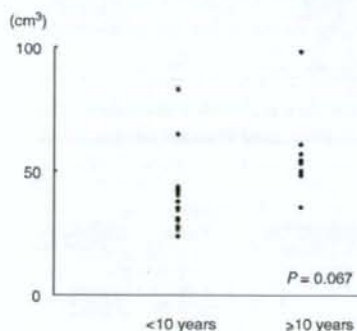


Figure 4. Variation of the prostate definition according to the duration as a radiation oncologist.

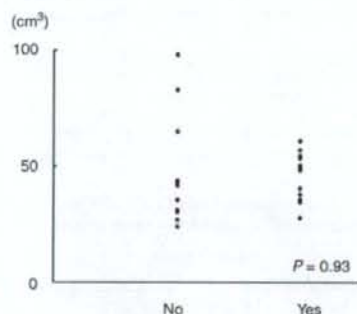


Figure 5. Variation of the prostate definition according to the board certification status as radiation oncologists.

reported that statistically significant differences were found in the CTV delineation among five experienced radiation oncologists, in agreement with the findings of other studies (7,9). Our study also showed the wide range of the prostate volume definition among Japanese radiation oncologists.

There has been considerable discussion in the literature regarding the relative merits of the various imaging modalities used to decrease the variation of the contouring in patients with prostate cancer. In particular, because MR improves soft tissue contrast between the prostate and surrounding tissues, attempts have been made to minimize these differences among observers by the use of MR images. Roach et al. reported that there was a tendency to overestimate the prostate volume by non-contrast CT compared with MR (10). Other works in the literature support this conclusion (11). In this study, most of the physicians referred to the MR images for the contouring of the prostate.

The use of contrast medium is also reported to produce smaller intraobserver variability. Zhou et al. (12) suggested that intravenous contrast appears to be of substantial benefit in visualizing the interface between the bladder and prostate gland. Valicenti et al. (7) showed that retrograde urethrography could increase the interobserver agreement in defining the prostate, because of urethral and bladder opacification. However, MR has several advantages compared with CT, improved soft tissue contrast between the prostate, rectum, and pelvic floor muscles and the ability to make possible a better definition of the prostatic apex. In addition, the interobserver variability could be improved, permitting observers to view the reconstructed sagittal and coronal images. The usefulness of contrast medium should be carefully evaluated in the future.

The present study revealed a large difference in the prostate volume definition among Japanese radiation oncologists. One of the reasons may be that the observers were blinded for the MR data in this study. In addition, in treatment planning systems, the observers are allowed to optimize image contrast by changing the window and level settings, to zoom and to scroll through the data set. Furthermore, some physicians who were not well experienced in prostate contouring were involved in this study. In actual treatment planning, there might be better agreement among multiple experienced physicians to define the prostate target volume.

It is not clear whether the existence of these interobserver differences adversely affect the toxicity for the organs at risk. Steenbakkers et al. (13) showed that the dose delivered to the rectal wall and bulb of the penis was significantly reduced with treatment plans based on the MR-delineated prostate compared with the CT-delineated prostate. On the other hand, Livsey et al. (8) reported that the interobserver variation was the smallest at the rectal-prostate interface and that it also did not result in clinically relevant outcomes with respect to the irradiated volume of the rectum and bladder. In addition, contouring uncertainty should be combined with setup and organ motion uncertainties that generally may be expected to be more important. However, the increasing use of intensity-modulated radiotherapy (IMRT) provides a method of producing even greater conformality in dose distribution. The ability to accurately identify the target volume may be critical in the near future.

In summary, the present study revealed the wide variety of definitions of the prostate among Japanese radiation oncologists. Because of interobserver variations, we should keep in mind that quality assurance programs should include an evaluation of interobserver variations and should take an effort to minimize their impact in clinical studies of external beam radiotherapy for prostate cancer.

#### Funding

This study was supported in part by the Grants-in-Aid for Scientific Research from Japan Society for the Promotion of Sciences (No. 18209040 and 18591383).

#### Conflict of interest statement

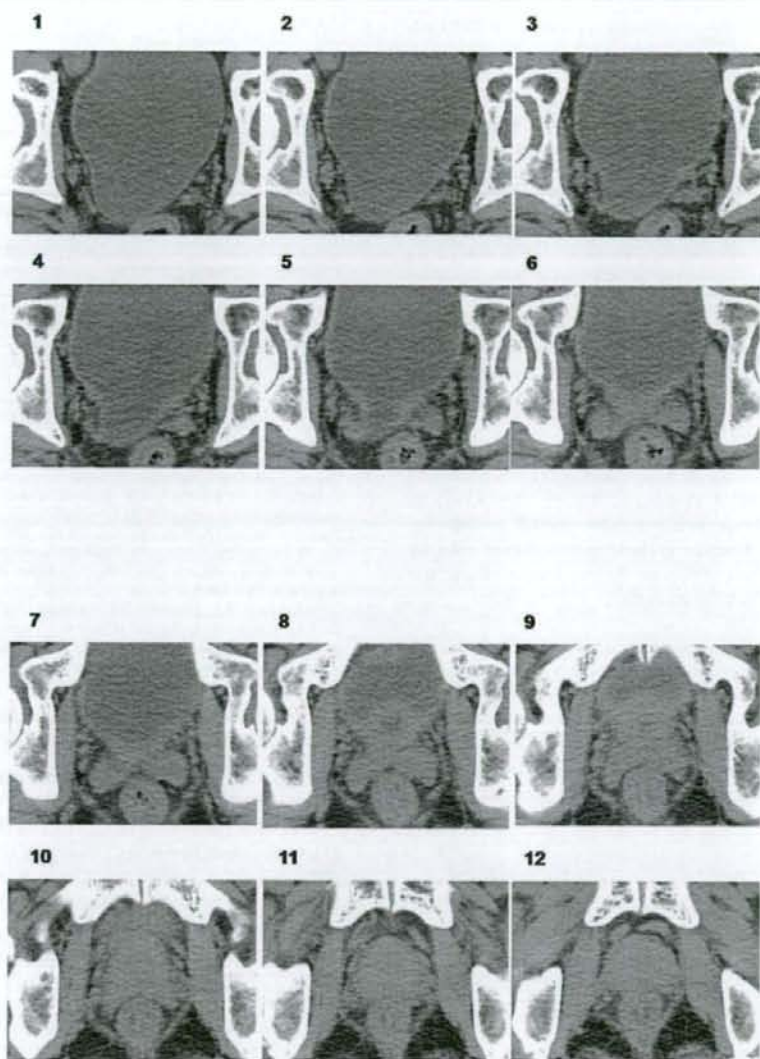
None declared.

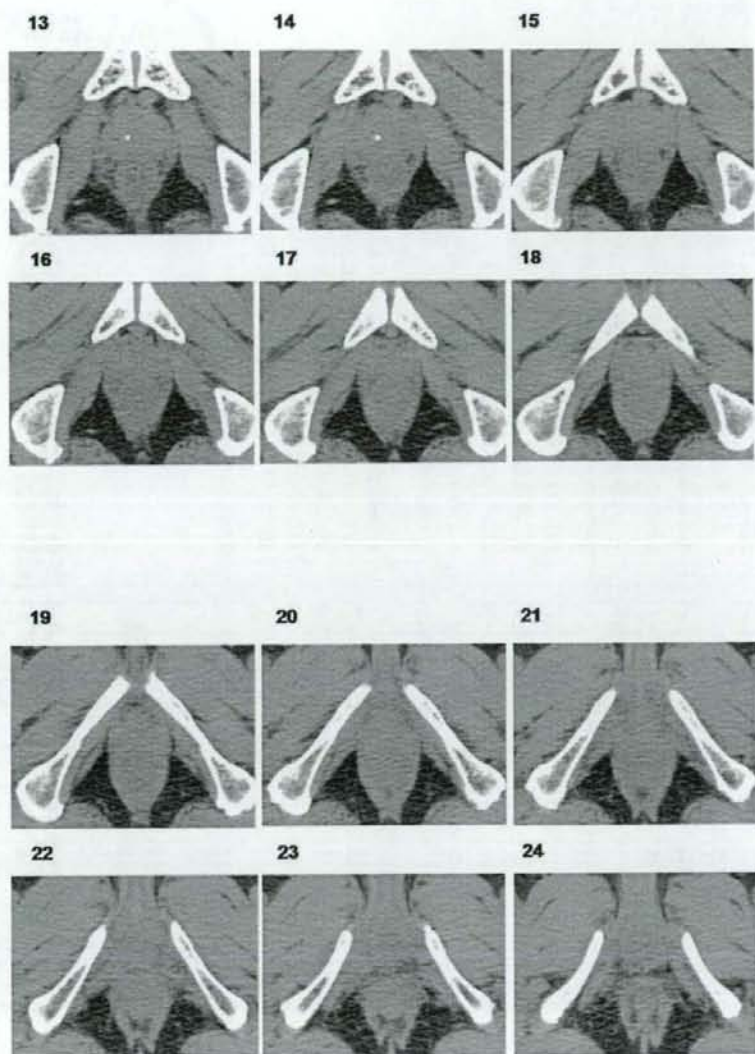
#### References

- Nakamura K, Ogawa K, Yamamoto T, Sasaki T, Koizumi M, Teshima T, et al. The Japanese PCS working subgroup of prostate cancer. Trends in the Practice of Radiotherapy for Localized Prostate Cancer in Japan: A Preliminary Patterns of Care Study Report. *Jpn J Clin Oncol* 2003;33:527-32.
- Ogawa K, Nakamura K, Onishi H, Sasaki T, Koizumi M, Shioyama Y, et al. Radical external beam radiotherapy for prostate cancer in Japan: results of the 1999-2001 patterns of care process survey. *Jpn J Clin Oncol* 2006;36:40-5.
- Zietman AL, DeSilvio ML, Slater JD, Rossi CJ, Jr, Miller DW, Adams JA, et al. Comparison of conventional-dose vs high-dose conformal radiation therapy in clinically localized adenocarcinoma of the prostate: a randomized controlled trial. *JAMA* 2005;294:1233-9.
- Dearnaley DP, Sydes MR, Graham JD, Aird EG, Bottomley D, Cowan RA, et al. Escalated-dose versus standard-dose conformal radiotherapy in prostate cancer: first results from the MRC RT01 randomised controlled trial. *Lancet Oncol* 2007;8:475-87.
- Ogawa K, Nakamura K, Onishi H, Sasaki S, Koizumi M, Shioyama Y, et al. Radical external beam radiotherapy for clinically localized prostate cancer in Japan: changing trends in the patterns of care process survey between 1996-1998 and 1999-2001. *Anticancer Res* 2005;25:3507-12.
- Austin-Seymour M, Chen GT, Rosenman J, Michalski J, Lindsley K, Goitein M. Tumor and target delineation: current research and future challenges. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:1041-52.
- Valicenti RK, Sweet JW, Hauck WW, Hudes RS, Lee T, Dicker AP, et al. Variation of clinical target volume definition in three-dimensional conformal radiation therapy for prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44:931-5.
- Livsey JE, Wylie JP, Swindell R, Khoo VS, Cowan RA, Logue JP. Do differences in target volume definition in prostate cancer lead to clinically relevant differences in normal tissue toxicity? *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60:1076-81.
- Debois M, Oyen R, Maes F, Verswijvel G, Gatti G, Bosmans H, et al. The contribution of magnetic resonance imaging to the three-dimensional treatment planning of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:857-65.
- Roach M, III, Faillace-Akazawa P, Malfatti C, Holland J, Hricak H. Prostate volumes defined by magnetic resonance imaging and computerized tomographic scans for three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1996;35:1011-8.
- Rasch C, Barillot I, Remeijer P, Touw A, van Herk M, Lebesque JV. Definition of the prostate in CT and MRI: a multi-observer study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;43:57-66.
- Zhou SM, Bentel GC, Lee CG, Anscher MS. Differences in gross target volumes on contrast vs. noncontrast CT scans utilized for conformal radiation therapy treatment planning for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1998;42:73-8.
- Steenbakkers RJ, Deurloo KE, Nowak PJ, Lebesque JV, van Herk M, Rasch CR. Reduction of dose delivered to the rectum and bulb of the penis using MRI delineation for radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;57:1269-79.

#### Appendix: Survey of the Contouring of the Target Volume in External Beam Radiotherapy for Prostate Cancer

- Do you refer the diagnostic CT images for the contouring of the prostate?
  - Always (100%);
  - Usually (80-100%);
  - Sometimes (30-70%);
  - Rarely (<30%);
  - Never (0%).
- Do you think contrast-enhanced CT images are useful for defining the prostate?
  - Useful;
  - Not useful;
  - No idea.
- Do you refer to the diagnostic MR images for the contouring of the prostate?
  - Always (100%);
  - Usually (80-100%);
  - Sometimes (30-70%);
  - Rarely (<30%);
  - Never (0%).
- Do you think contrast-enhanced MR images are useful for defining the prostate?
  - Useful;
  - Not useful;
  - No idea.
- Outline the prostate only without seminal vesicles as the CTV. In the actual planning, the planning target volume will conform to the CTV plus approximately a 1.0 cm margin. Additional field and block margins will be placed to account the field edge effect of dose build-up.





●Summary

Quality Assurance at Radiotherapy on Japan  
The quality control of the radiation therapy is not performed enough. A quality control qualification came to be authorized while very precise radiation therapy was developed. I comment the present problems.

国民の約半数ががんになり、治療を受ける時代となった。がんの治療には大きく分けて、手術療法、抗がん剤などの薬物療法、そして放射線療法がある。内視鏡手術や、分子標的抗がん剤など、より低侵襲な治療が開発されている。放射線治療は、非観血的で、状態の悪い場合にも対応できるなど、QOLの高い治療として、海外ではがん患者のほぼ半数が放射線治療を受けているが、日本ではそれほど普及していない。しかし、従来は緩和治療という認識の強かった放射線治療も、最近では手術や抗がん剤治療との組み合わせで実施されるなどの機会も増え、患者数は一貫して増加している。

また、放射線治療でも定位的放射線治療や、強度変調放射線治療 (IMRT: Intensity Modulated RadioTherapy) など、より低侵襲で、治療期間が短い治療方法が開発されており、また、よりよい線量分布を目指して、重粒子線治療や、密封小線源治療なども行われている。

どのような医療でも、それは安全に提供される必要がある。また、一定レベル以上の品質が保証されている必要がある。放射線治療についても、品質保証に関するガイドラインや、手順書などが公表されているが、放射線は見えず、感じることもないので、直感的に「正しい位置に正しい量の放射線が投与されている」ことを認識するのは難しい。

また、治療で発生する放射線障害のうち、晩期障害はひと月から数年経過後に発生するもので、治療照射に過剰照射があっても（あるいは過少照射があっても）治療継続中の診察では発見できず、半年から数年の期間が経過してから、骨折や潰瘍、再発や制御率の低下から、過剰照射や、過少照射が判明することもある。

品質向上・医療過誤防止の役割を担う放射線治療品質管理士

およそ700あまりの放射線治療施設が国内にあり、そこで行われる放射線治療およびその品質の程度にも差があるが、それらすべてが許容できるレベルよりよければ、何も問題は無い。しかし、放射線治療過誤報道が2001年から06年に公表され、放射線治療における品質管理を充実させる必要があることが判明した。

放射線治療に関連する5団体共同で「放射線治療の品質管理に関する委員会」が開催され、「放射線治療における医療過誤防止のための安全管理体制の確立に向けて（提言）」（2005年）、および「放射線治療における安全確保に関するガイドライン」を作成した。

この提言やガイドライン作成時の議論を通

がん治療戦略への  
効果を検証する

# 未だ不十分な放射線治療品質管理士への理解に警鐘を鳴らしたい

新保宗史

埼玉医科大学総合医療センター  
中央放射線部放射線治療品質管理室





図2 当院で行われている放射線治療品質管理委員会

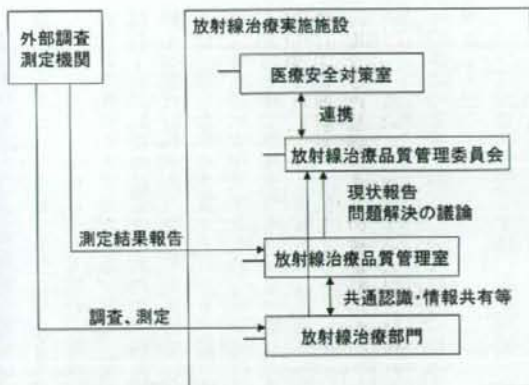


図1 放射線治療の品質管理イメージ (全体像)

この吸収線量の相違は治療を通して許容される相違5%に相当するが、測定項目が基本的な項目に限定されており、この項目ではよりよい精度で管理する必要がある。これら4項目での目標精度を3%に設定すればおおよそ4割の施設で改善が必要となり、結果が良好である(相違が3%以内である)施設は6割にとどまる。これら修正が必要な施設の担当者は、品質管理が不十分であることに気づいていない場合が多く、測定結果を見て初めて修正が必要であることを認識する。

前述したように、放射線治療の品質管理は施設内部での正しい認識が難しく、外部の調

査を受け入れて初めて状況が明らかになる場合が多い。

このように医療過誤防止・品質保証の向上を目指し、放射線治療品質管理士制度が始まったが、現状ではその効果は十分得られていないように思われる。これにはいくつかの理由が考えられるが、認定を受けた放射線治療品質管理士が、所属する施設の中でその業務を行う環境ができていないのではないかと、あるいは個人の力量が十分かどうか、などのことを検討し、対応していく必要がある。

02年から07年にかけて厚生労働省科学研究費補助金(がん臨床研究事業)地域がん診療拠点病院の機能向上に関する研究(H16)がん臨床一般023)では、全国の放射線治療実施施設のうち134施設(のべ施設数)について施設を訪問し、治療装置の基本的な出力線量について確認を行ったが、22施設(16%)の施設で測定された吸収線量の相違が5%を超え、何らかの修正が必要であるとの結果となった。

放射線治療の物理技術的品質管理は従来、施設で担当する診療放射線技師が、治療終了後などに行っていた。近年の放射線治療では、複雑な照射装置、手法が開発され、それに伴う品質管理項目の増加や測定機器の発達もあり、これらを適正に管理するために技術水準を向上させる必要がある。

これまでのように現場にいる診療放射線技師が片手間で管理を行うのではなく、それを専門で行う人材が必要であるという状況になつてきた。放射線治療の品質管理を行う人材では、治療照射業務から離れ、測定、管理を行うとともに、医療過誤防止のリスクマネージメントにも対応する必要がある。放射線治療の品質管理に関する講習会は各地域、団体で実施されており、これに関わる者の意識も高いため、品質管理業務およびリスクマネージメントに関する知識については早晩解

病院経営側・患者・社会の理解や認識が十分でないため品質管理が実施できない

放射線治療の物理技術的品質管理は従来、施設で担当する診療放射線技師が、治療終了後などに行っていた。近年の放射線治療では、複雑な照射装置、手法が開発され、それに伴う品質管理項目の増加や測定機器の発達もあり、これらを適正に管理するために技術水準を向上させる必要がある。

これまでのように現場にいる診療放射線技師が片手間で管理を行うのではなく、それを専門で行う人材が必要であるという状況になつてきた。放射線治療の品質管理を行う人材では、治療照射業務から離れ、測定、管理を行うとともに、医療過誤防止のリスクマネージメントにも対応する必要がある。放射線治療の品質管理に関する講習会は各地域、団体で実施されており、これに関わる者の意識も高いため、品質管理業務およびリスクマネージメントに関する知識については早晩解

決されると思われる。

放射線治療に必要な品質管理が実施できない大きな理由は、病院経営側の理解や、治療を受けている患者、社会の認識が十分ではないのではないかと考えている。通常の治療照射を就業時間内に行うためには、治療装置1台当たりの治療人数を1日50名程度にとどめない、落ち着いて治療照射はできない。放射線治療で投与される吸収線量は1回当たり2 Gy程度となり、CT撮像時のおよそ100倍となるため、治療照射ごとに、慎重に照射部位、各種設定を確認してからの照射を行う必要がある。急いで照射を行うことや長時間の時間外照射を行うことは治療担当の診療放射線技師の集中力の低下に直結し、医療過誤発生の遠因となる。

病院運営者はこのような状況を理解し、施設に設定されている治療装置の適正な運用のために、放射線治療に関わる医師、診療放射線技師を配置する必要がある。また、治療照射終了後の装置の品質保証のための測定・評価を治療照射終了後の疲労した状況で行うことは、測定自体の精度を下げたり、誤った評価を行う確率が增大するため、治療照射を行う人員と精度管理を行う人材を分離し、適正品質管理ができるよう配慮する必要がある。特に定位照射や、IMRTなどの治療には、高度な専門知識と多くの検証時間が必要となるため、これらに対応する人員には研修のための機会や業務を行うための時間の確保も必須となる。

08年度診療報酬改定では、医療機器安全管理料<sup>2</sup>で、放射線治療に係る医療機器の安全

管理、保守点検および安全使用のための精度管理に保険点数で評価されるようになったことは、「安全管理」と「品質管理」の混同があると思われるが、品質管理が正式に業務として認識されたことに意義がある。

### 医療過誤防止には品質管理委員会による共通認識を持つことが大切

放射線治療は多くの職種が共同で治療を行うチーム医療が基本であり、それぞれの職種での意見交換、共通認識を持つことが医療過誤防止に有効である。日ごろから情報を共有するために、品質管理委員会を開催し、治療関係者が共通認識を持ち、また、議論したことを記録に残すことが大切である。また、この「放射線治療品質管理委員会」は病院内「医療安全対策室」と連携し、品質保証のための物品購入、品質保証のための人員・時間の確保について、安全対策室に要望を上げ、対応してもらえよう働きかける必要がある。

放射線治療に関する医療過誤は、前述したように気づきにくいのが、海外でも行われている外部機関による放射線治療装置の出力測定が07年度から実施されるようになり、ようやく「有事故無自覚状態」からの脱出ができる環境が整ってきた。施設を訪問し、施設で行われている放射線治療の品質管理に関する確認および修正サポートについては、国立がんセンターが対策情報センターが行っている放射線治療の品質管理に関するサポートに期待している。

また、医療過誤が発生した施設については、施設の要望で医学放射線物理連絡協議会が施設で起こった医療過誤の原因を調査し、再発防止に向けた報告書を出している。このような「医療過誤が起こった場合の原因を調査し、再発防止に向けた報告書を作成する」機構は、有用なことであり、今後とも継続して行われるようにしたい。

放射線治療の品質管理は、個人の努力からシステム管理・保障に移行しつつある

放射線治療領域の技術の進歩は早く、また、がん患者が放射線治療を選択することも多くなり、治療現場は多忙を極めているが、個人も、関連団体も一致協力し、現在提供している治療の品質についての再確認や、今後この領域に入ってくる後輩の指導などを行うことで、良好な医療の提供が行われるようにしたい。放射線治療の品質管理は、個人の努力による管理から、品質管理システムでの管理・保障に移行しつつある。品質管理実施体制の構築、業務実施者、責任の所在などを明確にすることで、適正な管理が行われるようになってくるが、「最後の砦は個人の力量で支えられている」ことを忘れないようにしたい。

※ ※

新保宗史(しんは・むねふみ) ●66年新潟県生まれ。90年新潟大理卒。96年同大自然科学研究科修了。97年から99年放射線医学総合研究所研究員。99年から05年国立がんセンター東病院物理専門官。05年から埼玉医科大学総合医療センター准教授。現在同大医学部放射線治療管理部室長・准教授。

特集 高精度放射線治療における画像の役割

総説

放射線治療における画像の役割  
—医学物理学的視点から—

新保 宗史、高橋 健夫、本戸 幹人、西村 敬一郎、山野 貴史

埼玉医科大学総合医療センター 放射線科

The role of diagnostic imaging in radiotherapy:  
From medical physical point of view

Munefumi Shimbo, Takeo Takahashi, Mikito Hondo,  
Keiichi Nishimura, Takafumi Yamano

Department of Radiology, Saitama Medical Center, Saitama Medical University

要旨

昨今の放射線治療において、断層画像はきわめて有効に用いられている。従来の解剖図や経験に基づいて実施されてきた放射線治療から、画像情報をもとに患者個別の適切な照射方法が選択できるようになり、オーダーメイド治療が実施できるようになった。また、治療に用いるビームデータを治療計画装置に登録することで、体内線量分布の表示が可能となり、ターゲット（腫瘍病変）、リスク臓器（OAR; Organ at Risk）の線量評価も容易になっており、良好な治療効果が期待される。一方、放射線治療に使用される診断機器は、治療を行うための様々な品質管理が要求される。これらの品質管理を行うことで適正な治療が実施される。高精度放射線治療を実施するために断層画像は不可欠な情報となっている。

Abstract

In late years diagnostic images are used for radiotherapy effectively. The radiotherapy has been taken based on two-dimensional imaging informations before. However, we can get three-dimensional CT or MR images easily now, and highly precise radiotherapy is taken based on these three-dimensional informations. Quality assurance and quality control about diagnostic imaging is very important to perform highly precise radiotherapy for example, stereotactic radiotherapy and intensity modulated radiotherapy, etc.

Key words 放射線治療、画像融合、CT値、QA/QC

別刷請求先：〒350-8550 川越市鴨田辻道町1981

埼玉医科大学総合医療センター 放射線科 新保 宗史

TEL : 049-228-3511 FAX : 049-226-5284 E-mail : mshimbo@saitama-med.ac.jp



## はじめに

放射線治療において、どの部位にどの程度の放射線を投与するのかが決定することがもっとも重要であるが、断層画像が治療計画に利用できない状況では、X線シミュレータが用いられてきた。このX線シミュレータは治療装置と同じ幾何学条件が実現できるように設定され、治療ビームの照射方向や照射野を決定するために使用される。また線量計算を行うにあたっては解剖図、線量分布データシートの利用や、体輪郭取得、内部臓器の同定・密度取得、線量分布計算には専用の治療計画装置(RTP)が使用されてきた<sup>1)</sup>。CT (computed tomography) や MRI (magnetic resonance imaging) 装置などにより断層画像が治療計画に提供されるようになり、患者個々の内部臓器の位置が容易に特定できるようになった。それにより治療すべき部位すなわちGTV (肉眼的腫瘍体積) やPTV (計画標的体積) が明確に指定できるようになり、より質の高い放射線治療が提供できるようになってきた。断層画像診断の進歩が高精度放射線治療の進歩に結びついてきたと考えられる。今回、CTやMR画像を治療計画に用いる際の医学物理学的注意点について、放射線治療の立場から触れたいと思う。

## 断層画像情報と放射線治療

放射線治療では、どの部位に、どの程度の放射線を投与するのかが大切であり、3次元断層画像が得られない時期にはX線シミュレータを用い、2次元X線透視画像を用いて治療計画を施行していた。

- ・骨の構造を参考に照射野を作成
- ・照射部位、照射方向、照射野形状はX線透視画像で確認
- ・投与される線量は、標準人体の臓器の形状・密度等を参考に計算

その後CTの進歩により、CT上で腫瘍の存在範囲、照射野に含める領域の範囲、リスク臓器などを指定し、用いる放射線のエネルギーや適切な照射野の形状を選択できるようになった<sup>2)</sup>。これは単に2次元X線透視画像と解剖図から体内線量分布をイメージするより、患者個別の臓器の形状ならびに位置を確認しながらの計画作成となり、より良い精度で治療計画を施行することができる。CTの利用での重要な点は治療計画装置内に治療装置

個別のビームデータを登録することである。これによりCTシミュレータの画面上にCTの画像と線量分布図を重ねて表示し、治療部位内の線量の偏りや、周辺重要臓器に対する放射線の入り具合を視覚的に確認しながら治療計画を行うことができるため、より適切な線量分布で治療を行うことができる。放射線治療の手順と、断層画像診断機器の関わり合いについて図1に示す。

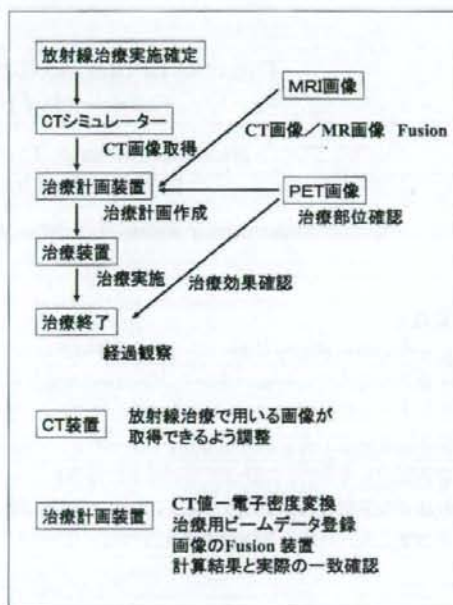


図1: 治療の流れと放射線治療を行うためにCT装置、治療計画装置に求められる性能

## 診断に使用される断層画像機器の利用について

通常は診断に使用される断層画像診断機器を放射線治療に用いる場合には、施設毎の治療装置のビーム特性データを治療計画装置に導入する必要があるが、これ以外にも

- ・CT値-電子密度変換テーブル作成、登録
- ・CT寝台を治療装置の寝台と同等のものに変更
- ・治療で要求される幾何学精度: レーザーマーカー位置精度やスケールの正しさ、画像のゆがみ、水平鉛直の確保等を画像取得機器にも要求などの品質を保証 (Quality Assurance) した上で治療計画に用いる必要がある<sup>3,4)</sup>。

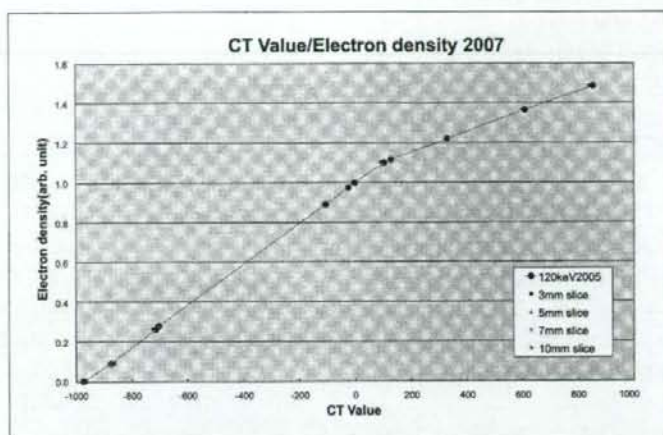


図2：CT値－電子密度変換テーブル

CT値－電子密度変換は主に線量分布計算時に使用される。治療で用いられる高エネルギーX線は患者体内で減衰し照射部位に吸収されるが、この減衰の程度は、物質中の電子密度に比例する。通常CTが診断で使用される場合には電子密度の濃淡を視覚的に分別するために、必要な濃度領域を拡大表示し、明瞭に判断できる画像に調整できることが重要だが、放射線治療の線量分布計算に使用する際には実際の電子密度を反映している必要がある。

電子密度の測定は水を封入したファントム（人体模擬模型）内<sup>6)</sup>に既知の電子密度を持つ物質を配置しCT撮影を行い、この画像から得られるCT値を元の電子密度と結びつける。場合によっては、頭部、体幹部など、FOV（Field of view：撮像野）サイズあるいは、画像周辺部と中央付近などの位置の相違によってこの係数が異なる場合もあるため、頭部用や体幹部用といった異なるサイズのファントムを利用しサイズ別のCT値－電子密度変換係数表を作成したり、同一電子密度の物質を外周、中央付近の2箇所に配置して確認する場合もある。

現在、治療で使用されるCTシミュレーション装置はkeV領域のX線を用いるが、高エネルギーX線（4MV～20MV）領域とは線質が異なるため、厳密にはMV領域のCT装置を用いるほうが好ましい。特に粒子線治療などでは、X線との線質が異なるための相違を減らすために、粒子線を用いたCT装置

が研究されている<sup>6)</sup>。得られる変換テーブルを図2に示す。重要な部分は、空気、肺、組織（ほぼ水と同等）、骨であるが、頭頸部の場合など、金属に関する高電子密度の領域及びこれに起因するアーチファクトが問題となることもある。通常この変換テーブルは毎年測定を行い変化がないか確認している。

吸収線量の分布は電子密度に依存する。現実に近い線量分布計算をするためにモンテカルロシミュレーションが現在最も正確なものと言われているが、計算に多くの時間が必要になり、現時点では実際の治療計画では使用できない。そのため演算計算機器の性能向上や線量計算手法のさらなる開発が進められている。現在、線量分布を計算するアルゴリズムがいくつか存在するが、それぞれの特徴をよく理解する必要がある。また肺や肝臓などの実質臓器、消化管などの管腔臓器の電子密度の差異を考慮（不均質補正）するかどうかについても、放射線治療の方法が例えば、高精度3次元治療や強度変調照射（IMRT）なのか等によって的確に判断する必要がある。

放射線治療器で患者が寝る寝台と治療計画用CT装置の寝台は同じ材質、同じ規格であることが望ましい。治療ビームが寝台を通過する際に線量が減弱し、線量計算上で許容できない線量減少が起る場合には、それを補正する必要がある。また寝台は患者の体重によるたわみが発生するが、このたわ

みによる位置のずれや角度の変化がCT撮影時と放射線治療実施時で同等であることは、治療のセットアップ精度の向上に結びつく。

体内の位置の確定を行うことはCTガイド下生検でも行われる。CTガイド下生検では画像上で位置の同定を行い空間座標については議論しないが、放射線治療用CTでは3次元座標上での位置を指定する必要がある。またCT装置上で放射線治療の際のアイソセンターをマーキングできれば、治療の際の患者の固定目標が明確になるため、CT画像もしくは治療計画装置上で指定された位置に対して精度良くレーザーマーカが示されることが必要である。また、画像の水平、スケールの正しさ、歪みの有無は、治療計画の精度に影響するので、治療で使用する前に確認する必要がある。

このように、診断で使用する断層機器を放射線治療で利用する際には、通常の機器導入作業以外に放射線治療用の品質保証/品質管理(QA/QC: Quality Assurance/Quality Control)を行う必要がある。放射線治療に関わる機器及び接続、人員等すべてにいえることだが、装置の導入、入れ替え、システム更新の際には十分な時間を確保や人員を配置し、使用機器ならびに機器間の接続、治療手順などに関して十分なQA/QCを実施し医療過誤が起らないよう配慮しなければならない。

### CT-MR 画像融合の有用性と精度について

CT画像とMRI画像の画像融合により脳腫瘍など、腫瘍部分の正確な同定がCTのみでは困難な場合に、

MR画像(単純もしくは造影)を用いて照射部位すなわち肉眼的腫瘍体積(GTV)を決定し、これをCT画像に移して線量計算などを行うことに使用する。CT画像と、MR画像、治療計画装置上での画像融合を図3に示す。この画像融合は平行移動、回転移動に配慮して3次的に座標計算を行い、骨構造や実質の形状を一致させる。MRIの歪みを補正する機能も用いられている。現時点では核医学の診断機器で行われているCTの画像とFDG-PETの画像等の融合に比べ位置精度の高いものとなっている。

CTとMRI両方で明確に位置を確定できるマーカがあれば、位置座標の一致の精度などを議論できるが、最初から体内にマーカがある場合にはその点を設定の基準にすることになるため、現状は画像融合の一致の精度について評価関数で行う場合が多い。

### 照射部位の最終確認

治療前に照射位置を確認するPortal Image(通常、国内ではLG: Liniac Graphyと呼ばれる)は治療装置で治療ビームを使って撮影される透視画像であり、空間分解能はよくないが、実際の治療ビームが体のどこに入っているか確認できる)を確認するための基準画像を取得できる。X線シミュレータを利用した放射線治療では、治療装置と同等のアライメントでX線管、IP(imaging plate)を設定し画像を得ていたが、CTシミュレータでは得られる3次元の電子密度分布から、治療装置の幾何学配置を考慮して得られるDRR画像(Digitally reconstructed radiography)を出力すること

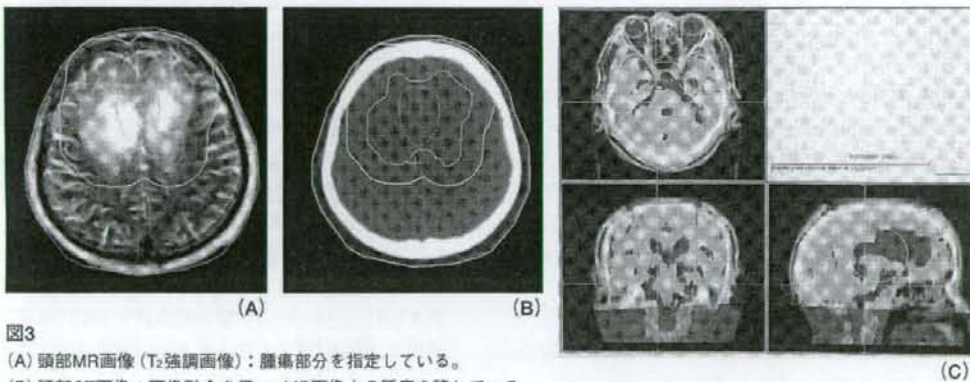


図3  
(A) 頭部MR画像(T<sub>2</sub>強調画像): 腫瘍部分を指定している。  
(B) 頭部CT画像: 画像融合を行い、MR画像上の腫瘍を移している。  
(C) 治療計画装置上でCT画像とMRI画像を画像融合する。

カラー写真: 49-(49)参照

ができる。これを基準画像として治療装置に患者をセットアップした後、治療前に照射位置を治療ビームで確認している(図4)。

例えば定位放射線治療は1回あたりの投与線量が大きく、出力線量の間違いや投与位置の間違いが有害事象の発生に直結する。日常のQA/QCが重要であるが、さらに治療開始前、治療中でも適宜 Portal Image を取得し、照射位置や骨構造、PTV位置を確認しながら照射を行うことが医療過誤防止に有効である。また、この Portal Image によって照射位置のずれが確認された際には、その原因が患者の体内臓器の移動なのか、患者の固定方法の問題なのか、治療装置の問題なのかを判定し、対応する必要がある。

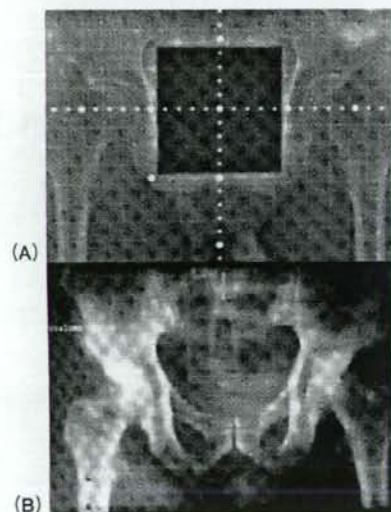


図4

(A) 治療計画装置からCT電子密度の3次元分布を元に電子密度画像と照射位置を示したDRR画像(Digitally reconstructed radiography)が出力される。

(B) 治療ビームを用いて取得したPortal Imageに示す。細かな構造は確認できないが、実ビームを用いて照射位置を確認できることは重要である。

### 診断用画像利用の今後の展望

CTやMRでは、体内臓器は静止しているものとしてすべての撮影が行われる。呼吸運動に対して十分速くスキャンができれば、呼吸性の移動など時間軸を含めた撮影が可能となるため、呼吸性移動より十分速いタイミングでの測定、さらには拍動と同期した測定などの装置が研究されている。また、治療計画用のCT撮影時と、治療時では、肺の状態、胃の内容物の変化、排尿のタイミングなどで、PTVの位置がずれてしまうことは頻繁に起こる。これに対応するため画像誘導放射線治療(IGRT; Image Guided Radiotherapy)が行われるようになってきている。

しかし体内の臓器がPTVやOARになるため、位置情報の不確定さを解消することはできない。物理技術的に達成できる範囲で精度を向上させることは、良質な高精度放射線治療を提供するために必要である。

### 参考文献

1. 放射線治療物理学第2版：西臺武弘：文光堂
2. 放射線治療マニュアル改定第2版：平岡真寛 他：中外医学社
3. Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning: AAPM Task Group 53, Med. Phys. 25 (10), 1773-1829, 1998
4. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: AAPM Task Group 66, Med. Phys. 30 (10), 2762-2792, 2003
5. 草野陽介、養原伸一、石居隆義、他：治療計画用CT値校正のためのQA/QCツールの開発。医学物理学会誌。Vol. 26, No. 4, 163-172, 2006
6. 村石浩、西村克之、阿部慎司、他：重イオンCTにおける空間分解能の補正。医学物理学大会文集。Vol. 27, Supplement No. 2, 141-142, 2007

## フィルム等を用いた線量検証について (1) 通常治療の品質管理上でのフィルムの利用について

### ① 物理編

今回取り扱うフィルムは放射線治療領域で使用されている XV2, EDR2 についてまとめる。それぞれフィルム箱にロット番号と使用期限がつけられているが、濃度曲線がロットごとに異なり、それぞれのロットで濃度曲線を取得する必要がある。

XV2 と EDR2 では Ag および Br の濃度が異なるため感度が異なる<sup>1) 2)</sup>。この感度差が飽和吸収線量 200cGy/XV2 および 700cGy/EDR2 の差になっている。施設で使用する際にはロットごとに濃度曲線を得て使用する必要があるが、飽和吸収線量に達しないように使用する。また、EDR2 のほうが VX2 に比べ Ag で 1/2, Br で 1/5 の含有率 (ng/cm<sup>2</sup>)<sup>3)</sup> となっているため、EDR2 がより水に近い物質となる。フィルムの潜像効果 (フェーディング) を考慮すると照射から現像までの待ち時間で線量の評価が異なるため、XV2 では、それほど待たなくても良いが、EDR2 では、1 時間程度待ったほうが良い (特に線量の評価をする場合)<sup>9)</sup>。

固体ファントムにフィルムをはさんで使用する際にはビームとフィルムが平行に近い条件ほどファントム物質とフィルムの電子密度の相違が顕著となるため、ビームとフィルムには 2 度以上の角度をつけて測定する必要がある<sup>4)</sup>。また、これらフィルムは放射線に対する感度が特に低エネルギー 100kV X-ray で高くなっている<sup>5) 6)</sup>。このため、フィルムの黒化度を評価する際には低エネルギー X 線の感度が高いことを考慮し、散乱線を少なくする様に使用しないと、線量の過大評価が起こる。対応として、「散乱線を含めた濃度曲線を取得して使用する」<sup>8)</sup> あるいは「散乱線を除去した照射を行う (フィルムの両面を鉛シートでガードする)」<sup>7)</sup> 等の方法がある。

XV2 および EXR2 では、フィルムの感度曲線に形状の相違がある。これらはヒット理論で説明できるため、曲線を求める際にはそれぞれ適切なフィット関数を用いる必要がある。XV2 では、「1Hit モデル」に基づく曲線:  $B = a (1 - \exp(-b D))$ : (B: 黒化度, D: 吸収線量, a, b, Fitting の係数) で実際の測定値とよく一致する (図 1)。

EDR2 では、「2Hit モデル」を用いた:  $B = a (1 - \exp(-b D) (1 + b D))$ : (変数, 係数 XV2 と同様) を用いることで、実際の曲線とよく一致する (図 2)。DD-System などでは、最適化する関数に制限があるが、得られたデータを自身で最適化し、細かなテーブルを作成することで、実際の感度に近づけることができる。この部分は評価者の考え方によると思われるが、最適化後のテーブルを登録した場合は直線補間で対応できると思われる。

### ② 実践編

自動現像機について: 各施設、診断領域ではフィルム・自動現像機の使用がなくなっているが、フィルムの自動現像機の状態管理はフィルムを用いた品質管理では必要なことである。当施設では、自動現像機の①かぶり濃度②感度 B コントラストに注目して管理を行っている (図 3) が、現像液および定着液の温度、疲労などで上記 3 項目の数値が変動する<sup>11)</sup>。変動を定期的に確認し、管理するようにしている<sup>10)</sup>。

これらフィルムはレディパックで市販されているが、パックの中に空気が多く入っていると、ファントムの間に挟んだ際に空気層ができてしまうため、使用前に空気の量を確認し、空気が多い場合にはあらかじめ穴を開けて空気を抜くなどの手順が必要で、また、照射の

第1章 ヒット理論に基づいた線量-濃度曲線のモデル化  
 Q4 線量-黒化度変換テーブルのfittingは何を用いたらよいか?  
 A4 XV2は $a \times (1 - \exp(-bD))$ が良く一致する。

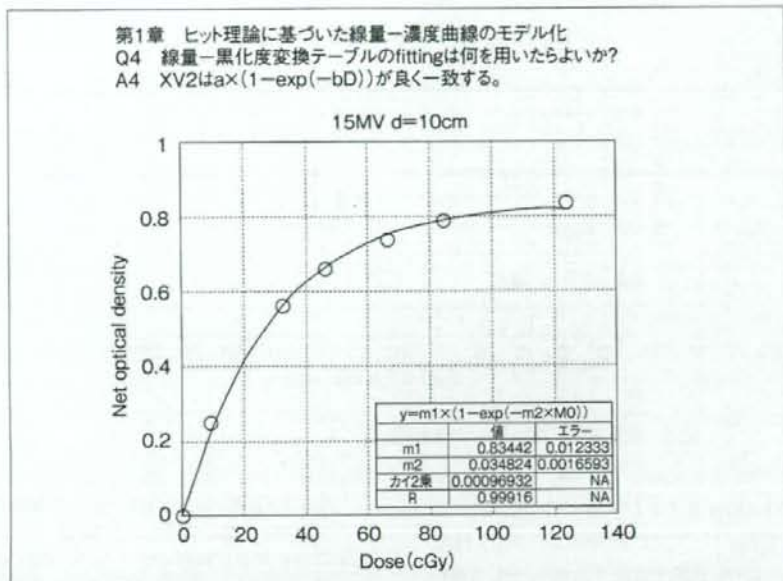


図1 XV2の感度曲線と最適化関数

Q4 線量-黒化度変換テーブルのfittingは何を用いたらよいか?  
 A4 EDR2は $a \times (1 - \exp(-b \times D)) \times (1 + b \times D)$ が良く一致する。

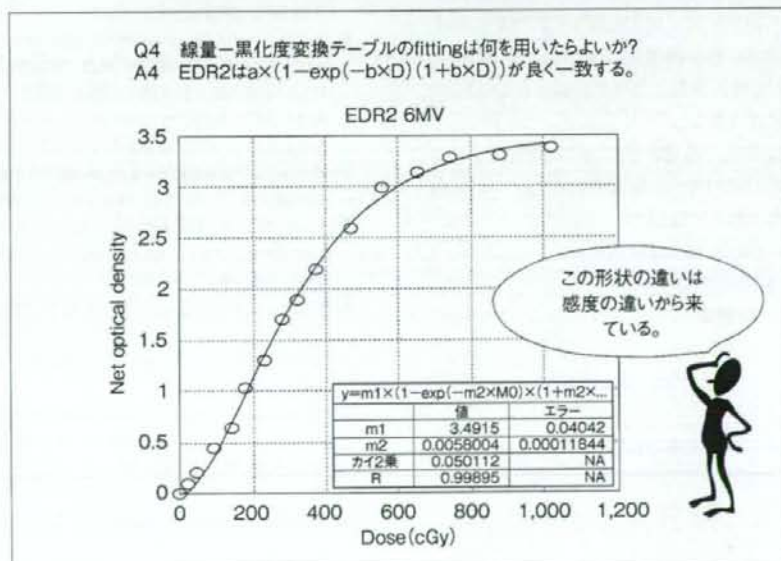


図2 EDR2の感度曲線と最適化関数

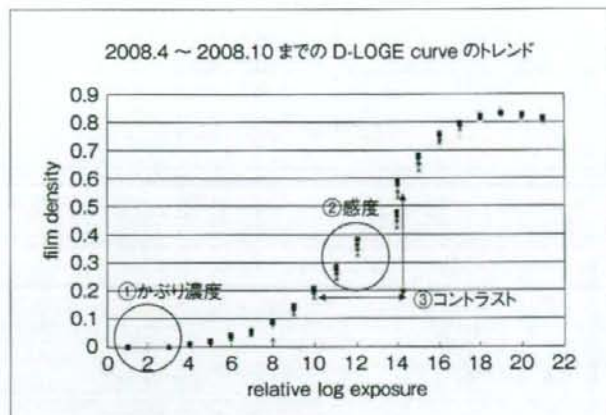


図3 線量黒化度曲線と3つの特性変数

際にはファントムに密着するようにフィルムをしっかりはさんで固定する。バック内でフィルムは約3mm程度の遊びがあるため、位置を指定するマークをしてから照射までは、バック内でフィルムが移動しないよう、丁寧に取り扱いが必要がある。

フィルムの取り込みを行う際、スキャナーの自動濃度補正機能が作用すると、実際と異なる濃度を提示することになるため、特に汎用ソフトを使用している場合は「自動濃度補正機能」がOFFになっていることを確認して使用すること。

フィルムによる絶対線量評価における誤差因子について項目を挙げるので、各施設それぞれについて最小となるよう取り組んでほしい。

- ・フィルムのロットによるばらつき
- ・自動現像機の状態
- ・フィルムの保管条件
- ・デンシドメータの誤差
- ・変換テーブル用のフィルムと測定用フィルムの線質の違いによる影響
- ・低エネルギー散乱線の影響
- ・空気層の影響
- ・ファントムへの設置とビームの入射方向依存性
- ・フィルムのエネルギー依存性

文献.....

1) Zhu XR et al: Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation

therapy delivered by a static multileaf collimator. Med Phys 28: 1687-1692, 2002

2) Cheng et al: Dosimetry of high energy photon and electron beams with CEA films. Med Phys 23: 1225-1232, 1996

3) Childress et al: Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. Med Phys 32: 539-548, 2005

4) Suchowerska N: Directional dependence in film dosimetry: radiographic and radiochromic film. Phys Med Biol 46: 1391-1397, 2001

5) Knoll GF: Radiation detection and measurement, 3rd ed. John Wiley & Sons, Inc. NY, 1999

6) Zhu XR: Characteristics of sensitometric curves of radiographic films. Med Phys 30: 912-919, 2003

7) Burch SE: A new approach to film dosimetry for high energy photon beams: lateral scatter filtering. Med Phys 24: 775-783, 1997

8) Williamson JF: Film dosimetry of megavoltage photon beams: a practical method of isodensity-to-isodose curve conversion. Med Phys 8: 94-98, 1981

9) Childress NL: Rapid radiographic film calibration for IMRT verification using automated MLC fields. Med Phys 29: 2384-2390, 2002

10) 国がん中央 青山哲也: 解析協力

11) Kodak Sensitometer Manual

文責: 岡本裕之\*1, 新保宗史\*2 (\*1 国立がんセンター中央病院放射線治療部放射線物理士, \*2 埼玉医科大学総合医療センター放射線治療品質管理室)  
[索引用語: 線量検証]

## フィルム等を用いた線量検証について (2)

### 高精度放射線治療などでのフィルムの利用について

#### ① 銀塩フィルムに変わる2次元線量分布測定—Gafchromic film— (横浜医療センター放射線治療部 直井国治)

ガフクロミックフィルムは銀塩フィルムに対して、より組織等価型フィルムとして開発された。当初は血液照射などの線量評価に使用(パックにシールとして貼り、未照射/照射済みなどの判断に利用)され、現在では放射線診断および治療の線量評価に使用するため高感度のフィルムが提供されている(RT-QA用0.1~800cGy)。

放射線治療QAにガフクロミックフィルムを使用する利点は、人体組織等価であること、明室処理が可能であること、エネルギー依存性が少ない、広いダイナミックレンジ、任意の形状に加工可能、薄い、水中使用が可能など、銀塩フィルムに対する利点が多くある。反対に欠点として、応答感度が低い、着色反応が長い、高価格、均一性が良くないなどがある。放射線治療で多く使われているEDR2との比較を表1に示す。

ガフクロミックフィルムは縦方向、横方向の読み取りで差がある(特にEBTタイプ)ので、読み取り方向を決めて使用する必要がある。小さく切って使用する場合も多いため、たとえば右肩にマークをつけ、裁断するごとにマークを移すことで方向を確保することができる。また潜像効果が大きいので、照射後の読み取りまでに保管しておく時間は24時間程度(少なくとも12時間は)確保することが望ましい。紫外線にも感度があるため暗いところで保管する。

線量・濃度曲線はロットごとに作成する必要があるが、この照射の際それぞれの線量を照射していく方法と、階段状に照射野の大きさを変えながら照射していく方法(重ねて照射していく方法)があるが、散

乱線の影響などを考えるとそれぞれの線量を照射していく方法のほうが好ましい。

ガフクロミックフィルムはゆりむら(均一性に影響する)などもあるため、線量濃度の評価では誤差が出やすい。スキャナーでの取り込み作業で発生する誤差を低減するため、読み取り面に無反射フィルムを挿入する、あるいはあらかじめ照射前のフィルムをスキャンしておき、照射後のスキャンデータから減算するなど誤差の低減の努力がなされている。

ガフクロミックフィルムの特徴は水中での照射が可能であるということで、濃度曲線を得るためのファントムは水が好ましい。水中にフィルムを固定して照射することで濃度曲線を得るが、これと実際の検証で使用する固体ファントムの相違をテーブルにして対応する。

高精度放射線治療の線量分布の検証にはフィルム解析装置が必要となる。ここではDD-Systemを例に説明する。

検証作業は、各門の検証とビームを合成した線量分布の検証両方を行う(少なくとも、精度が出ていることを確認できるまでは)。合成試験はサジタル・コロナル面で行う。IMRTでは照射位置が重要であるから、フィルムに必要なマークをつけてフィルム位置を指定するなど、検証者の管理の下でフィルム・線量位置を指定する必要がある(図1)。

治療計画装置の計算結果とフィルムでの測定結

表1 EDR2とガフクロミックフィルムの相違

|         | 銀塩 | ガフクロミック |
|---------|----|---------|
| 価格      | ○  | ×       |
| 取扱い     | ○  | ○       |
| 加工のしやすさ | ×  | ○       |
| 処理のしやすさ | △  | ○       |
| 検証精度    | ○  | △       |
| 水中使用    | ×  | ○       |



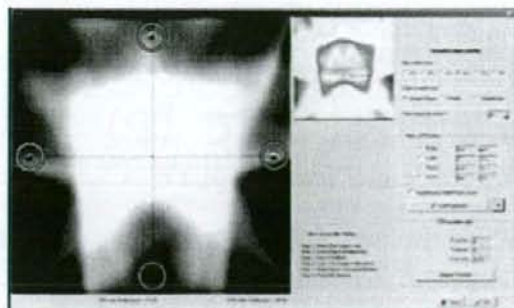


図1 アイソセンタ位置算出  
フィルムの位置を明確に指定する。フィルム上に照射中心が算出できるようにあらかじめマーキングしておく（この場合は4点マーキング）。

表2 相違が許容範囲外の場合に確認する点

- ・誤差が0%にならない要因
  - ・線量-濃度変換テーブルの信頼性
  - ・RTPに登録された基礎ビームデータ
  - ・治療機（MLC）のコンディション
  - ・フィルム設置精度
  - ・線量分布重ね合わせのズレ
  - ・kVとMVの相違
  - ・RTP計算精度の限界

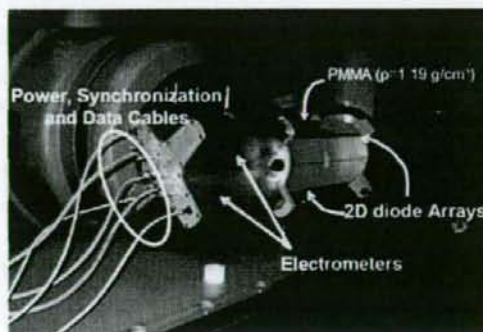


図2 検出器設置、測定状況

果が一致しない場合、複数の要因による場合が多い。一つ一つ丁寧に要因を分析・確認し、修正することで検証精度が許容範囲内になるよう努力すべきである。検証精度の誤差要因を表2に示す。それぞれが小さくなるよう取り組んでほしい。

## ② 新しい線量分布解析—Delta-4の初期経験— （慶應義塾医学部放射線科学教室 特別研究員 奥 洋平）

Delta-4はIMRTの検証に使用するファントム、2D配列検出器、コントローラ、を含めたシステム

で（図2）、治療計画装置からの線量分布を専用ファントムに移し、これに照射を行うことで、治療計画の計算結果と実際のビームの一致の程度を確認できる。2次元検出器ユニットは検出領域20cm x 20cmに1069個のダイオード検出器が配置され、中央付近は5mmピッチ、周辺は10mmピッチで素子が配置されている。治療計画装置と治療照射装置に接続し、治療計画装置のビームデータを取り込み、このシステムのファントムに照射した場合の線量分布を算出し、実際にビームを照射してこれが実現できているか確認する。ファントムを治療太政に設置し（図3）、治療装置のビーム on 信号を受けて線量評価を開始、IMRTのビームを順次照射して分布を確認するため、

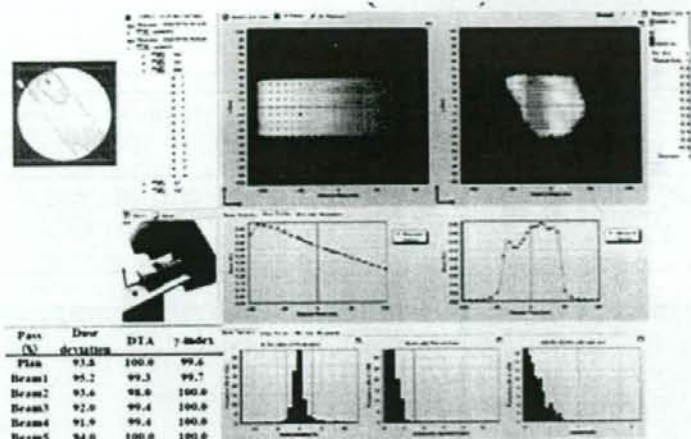


図3 前立腺検証例 (各ビームについて)

照射装置のビーム on 信号が必要となる。装置導入に当たって、ビームの特性、ファントムの補正など、調整すべき点が多く、使用できるようになるまでに苦勞が伴うが、調整ができてしまえば、従来の線量検証作業に比べて時間的に約 1/8 程度に勞力が低減されるため、数多くの IMRT を実施しているなど検証作業に対する負荷が大きい施設では有効と思われる。また、このシステムでは、エラーがあったときにエラー要因が明確にわかるため (どのビームのどのセグメントにエラーがあるのか) 修正などの作業が容易であることも、有利な点である。このシステムを導入するに

当たっては、従来方法できちんと検証作業ができ、また、このシステムでの検証結果について、従来方法と比べてどのような点が異なっているのかを確認できる施設での導入である必要がある。

文責：直井国治\*<sup>1</sup>、奥 洋平\*<sup>2</sup>、新保宗史\*<sup>3</sup> (\*<sup>1</sup> 横浜医療センター放射線治療部、\*<sup>2</sup> 慶應義塾医学部放射線科学教室特別研究員、\*<sup>3</sup> 埼玉医科大学総合医療センター放射線治療品質管理室)

(索引用語：線量検証)

特集 高精度放射線治療における画像の役割

総説

高精度放射線治療における画像の役割

—放射線生物学的視点を加えて—

高橋 健夫、新保 宗史、本戸 幹人、西村 敬一郎、山野 貴史

埼玉医科大学総合医療センター 放射線科

The role of imaging in the highly precise radiotherapy :  
A radiation biological point of view

Takeo Takahashi, Munefumi Shinbo, Mikito Hondo,  
Keiichiro Nishimura, Takafumi Yamano

Department of Radiology, Saitama Medical Center, Saitama Medical University

要旨

放射線療法の治療計画において正確な画像情報は必須である。特に3次元治療が標準となりつつある現在、腫瘍自体(肉眼的腫瘍体積; GTV)の正確な同定と、放射線治療を施行する際の位置精度情報において画像情報の果たす役割は極めて大きい。定位放射線治療をはじめとして高線量を局所に投与することが可能となり、放射線治療の治療成績は大きく向上しているが、従来以上に放射線生物学的視点を加味して判断することも忘れてはならない。がん遺伝子変異や細胞増殖能などの腫瘍細胞自体の性質と低酸素状態などの腫瘍環境の影響を画像化できれば、IMRT(強度変調照射)などの高精度治療ではさらに効率の良い治療が可能となる。そのためには形態学的画像診断だけでなく、FDG-PETに代表される機能的画像診断の治療計画における役割が今後ますます大きくなると考えられる。

Abstract

Correct image information is important in the treatment planning of radiotherapy. We require correct imaging informations in the identification of gross tumor volume (GTV) and quality assurance of the positioning precision. And not only the anatomical image but also the functional image such as FDG-PET is important in a treatment planning of highly precise radiotherapy. When we are able to diagnose the truly existing range of cancer cells precisely, more highly precise radiotherapy is enabled, and improvement of local control rate is expected. As for the functional imaging, the evaluations of the anoxia environment become important in the radiotherapy as well as the metabolic evaluation of the tumor in future.

Key words

高精度放射線治療、PET、放射線生物学、バイオイメージング、high precision radiotherapy, PET, radiation biology, bio-imaging

別刷請求先：〒350-8550 川越市鴨田辻道町1981

埼玉医科大学総合医療センター 放射線科 高橋健夫

TEL : 049-228-3511 FAX : 049-226-5284 E-mail : taketaka@saitama-med.ac.jp

## はじめに

放射線治療の近年の進歩は著しく、定位放射線照射を初めとして高精度な治療が実現している。非侵襲的な定位照射は機器の進歩に伴い体幹部に対しても可能となり、放射線治療によりがんを切らずに治すことが、疾患によって可能となり始めている。また腫瘍の形状に合わせた線量分布の作成が可能な強度変調照射 (IMRT) も行われている。これらの放射線治療の進歩は物理学的側面の関与が大きいわけであるが、さらなる治療成績の向上を目指すためには絶えず物理学的視点と生物学的視点の両側面から考えていく必要がある。高精度放射線治療においては形態画像の果たす役割が非常に大きいわけであるが、細胞の活動度など生物学的因子を加味した画像情報の役割も重要性を増している。

## 物理学的視点

放射線治療において局所効果を上げるためには線量増加が必要となるが、従来の2次元の通常放射線治療では有害事象の観点から投与線量が限定されてきた。近年、IMRT (強度変調照射) により原発巣ならびにリンパ節領域の形状に合わせた照射が可能となり、周辺の正常組織への線量を減らせることで、従来の放射線治療では70Gy程度が上限であった線量がさらに増加可能となり、有害事象を軽減した上での局所制御の向上が可能となっている。高精度放射線治療を行うためには、(1) 位置精度の高いセットアップと、(2) 標的 (腫瘍病変) の正確な同定が重要である。すなわち日々の照射の正確性を求めるための画像の利用と、照射範囲を正確に決定するための画像利用に分けて画像情報の必要性を考える必要がある。特に治療計画用の画像撮影が、通常の画像診断と異なるのは放射線治療時の患者の体位や位置座標の精度がきわめて重要な点にある。肺などの呼吸性移動が問題となる部位では種々のCT撮像法、例えば呼吸抑制下CTやスロースキャンCT、呼吸器同期CT、4D-CT<sup>1)</sup>らが工夫され治療計画に用いられている。前立腺癌では超音波画像を用いた位置照合システムも用いられている<sup>2)</sup>。実際の治療計画においては腫瘍の存在範囲の同定が重要である。腫瘍が確実に存在する肉眼的腫瘍体積 (Gross Tumor Volume: GTV) の正確な同定が可能となれば、3次元的に病変局所に

放射線を集中させる定位放射線照射や不整形のターゲットに合わせた線量分布を作成し、かつターゲット内の線量勾配をつけることが可能な強度変調照射 (IMRT) をより効果的に行うことができるであろう。実際、正確に標的を認識したうえで3次元放射線治療を施行した場合、線量増加により局所制御率ならびに生存率の向上が認められる<sup>3)</sup>。肺癌や脳腫瘍においてはPET/CTがGTVの作成において有用であることが多く報告されている<sup>4)</sup>。さらに定位放射線治療のように急峻な線量分布を用いる治療では腫瘍の辺縁の同定が極めて重要である (図1)。

## 生物学的視点

放射線治療を考える上では以上のような物理学的側面に加えて、生物学的側面を考慮する必要がある。X線シミュレーターによる2次元放射線治療が主体の時代には、放射線治療成績の向上には生物学的進歩が大きく貢献してきた。放射線治療において重要な点は治療効果比 (= 正常組織の耐容線量 / 腫瘍の治癒線量) をいかに1以上に保つかである。通常分割照射の場合、(1) 正常組織の急性反応、(2) 正常組織の晩期反応、(3) 腫瘍の局所制御の各因子と線量、分割方法の関連を良く理解する必要がある。その中で照射後の正常組織と修復能の差異に着目した多分割照射や放射線増感剤を用いた照射法、さらには増感効果を有する抗がん剤との

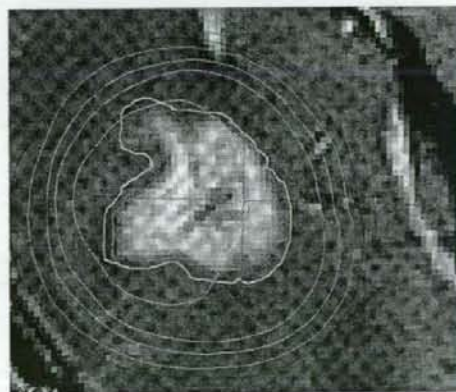


図1. 転移性脳腫瘍に対する定位放射線治療の線量分布を示す。造影された腫瘍の辺縁の正確な同定や、治療計画時における適切なマージン設定が重要である。