

図19：肺ファントムを利用した場合での Convolution 法（左）と Superposition 法（右）の線量分布計算結果（実線）及びフィルムによる実測結果（点線）のプロファイル。

モデルベースの線量計算アルゴリズムを利用すれば、物理的な理論上において、より精度の高い計算結果を出すであろう。しかし、治療計画装置をブラックボックスとして使用している限り、計算精度が高いとされる計算アルゴリズムを利用しても精度の保証はされないことをきちんと意識し理解する必要がある。モデルベースの計算アルゴリズムはエネルギースペクトルを基準として線量率 (cGy/MU) や線量分布を算出する仕組みになっている。このエネルギースペクトルは、各メーカーが施設の放射線発生装置の線量分布実測データを利用して合うように修正されるパラメータの一つである。この作業自体、日本においてはメーカーが行っているが、欧米などを手本にすれば、本来は施設に居る物理士が行う仕事の一つである。また、この合わせ込み作業自体も、その合わせ込み精度に限界があることを理解しなければならない。一般的には、照射野 10cm×10cm、深さ 10cm の基準状態を中心に実測線量分布に合うように作業が行われる。合わせ込み精度がどのくらいと言う数値は出てこないで、作業者の感覚的な物に支配される傾向にある。一部のメーカーの RTP 装置は自動で出来る物もあるので、その場合は作業による精度の違いは発生しないだろう。そもそも、合わせ込みで利用される変更パラメータの数が限られているので、違った照射野などの全てのビーム条件に対して同レベルで合わせ込むこと自体が現時点では不可能に近い。これらに対して、体幹部定位などの小照射野利用がほとんどの場合は、小照射野用に合わせ込みを行って別のビームデータを持っておく必要がある。また、この辺はメーカーに任せるだけではなく、是非、各施設の現場の人が責任を持って管理して頂きたいところであると考えます。

### 3.5 その他の QA (患者固定精度、呼吸同期精度、...)

上記以外の QA で、体幹部定位放射線治療に必要な QA 事項は数多く存在するであろう。患者の位置を精度良く決めるところから、この治療法が成り立っているのだから、患者位置決め精度の QA は非常に重要である。また、呼吸と同期し、更には腫瘍の場所によっては心拍と同

期して動く腫瘍及び臓器を対象とし、高いローカルコントロールで治療を行わなければならない。よって、CT 撮影の段階から、どのような制御法及び条件で CT 撮影を行うべきか、それによりどんな問題が発生し、どのように考慮して治療へ反映させるかを正しく検証し理解しておかなければならない。例えば、体幹部定位放射線治療で良く利用されている CT 撮影の long time scan 法では、肺野内臓器の変動を加味した CT 値が平均化された画像となるが、もし、この画像をそのまま利用する場合は、腫瘍 ROI の入力方法もそうだが、画像のぼけの効果による腫瘍辺縁部分での線量分布の変化、更にはそれが線量評価基準点での絶対線量に影響を及ぼすかなどを検証した上で治療計画のマージン設定等に反映させ、精度の高い治療を提供できるように心掛けるべきである。

現在、これら他の QA 項目を含め、JSMP 課題別研究：治療計画 QA ガイドライン作成 TG01 で研究的なアプローチを基に確立を目指した活動を行っている。その研究成果に関しては、今回の学術学会にて演題登録しているのでその報告を聞いて頂きたい。

### 3.6 QA 検証ツール

今回の肺体幹部定位放射線治療を行っている施設への訪問調査で、フィルムを利用した検証ツールで種々の QA 項目についての調査を実施した。

本来、フィルム法は絶対的な線量を評価する上では精度が悪いと言われてきたのではなかろうか。また、最近の画像デジタル化（フィルムレス）の進歩の影響でフィルム自体が衰退気味であったのは事実ではなかろうか。ところが、欧米を含め、IMRT の普及に伴い、フィルム法による線量分布評価が再度脚光を浴びている<sup>27-31)</sup>。IMRT などの高度な照射、複雑な線量分布形状の評価には欠かすことの出来ない線量検証ツールの一つとなっている。また、現像が不必要（現像器が不必要、現像によるばらつき精度は無視できる）で遮光をほとんど気にせず、線量のダイナミックレンジが大きいフィルム<sup>32)</sup>（図 20 参照）の開発も急速に進んでおり、今後はこの手のフィルムを利用した線量検証ツールが世の中の主流となりそうな勢いがある。

体幹部定位照射は照射野サイズが小さいのが一般である。有感体積が大きい電離箱線量計を利用した小照射野における Output Factor や TMR などの線量校正係数の測定は非常に難しく、測定に関しては注意が必要であることは御存知のことと思われる。この小照射野の線量校正係数の測定にもフィルム法は優位な手法の

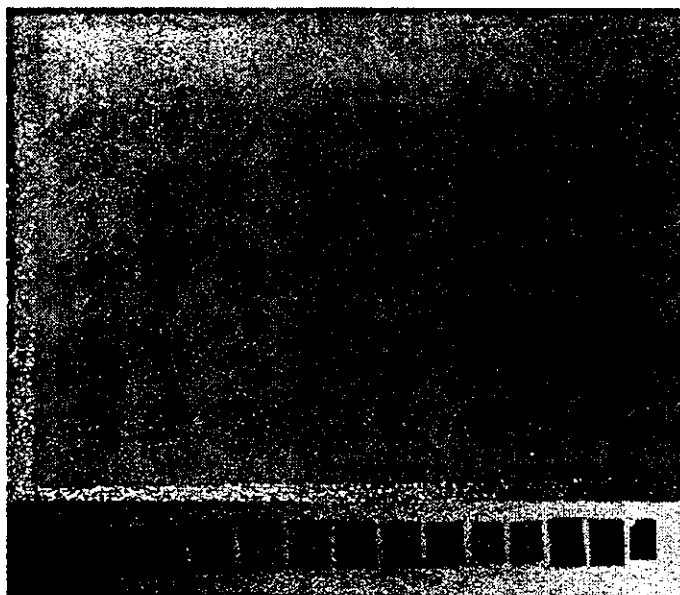


図 20：現像の必要性がないフィルム例。GAFCHROMIC XR type R の PDD-OCR プロファイル（上）と黒化度－線量特性用のフィルム一覧（下）。

一つになるだろうと考えている。今回の経験から、フィルム法でも使用するフィルムの特徴を正確に把握し、その校正法やフィルムへのビーム照射向きなどをきちんと考えて実行すれば、2%程度の精度で評価が出来ることが判った（図21参照）。この精度から、基準照射野の分布評価から不均質ファントム中での絶対線量に加え線量分布の評価までもできる利点から考えれば、幅広い有用性を持った優れたQA検証ツールであると言えるだろう。

尚、訪問調査においては、肺定位専用ファントム腫瘍内にガラス線量計を挿入してフィルムとの整合性を行ったが、フィルムが示す線量値に対してガラス線量計が1%強の高い線量値（双方の絶対線量測定精度は2%程と見積もっている）を示す傾向があった（図22参照）。この違いに関しては、現在、調査中の段階である。

また、汎用性の高いファントムと言うことで、図23に示す多機能ファントムを製作（タイセイメディカル製）した。肺体幹部放射線治療用としても、もちろん利用可能であり、肺野中の模擬腫瘍にフィルムを挟み込む、マイクロチェンバーを挿入することも可能である。

4 おわりに

ここ最近、放射線治療関連の医療事故が多発している影響を受け、放射線治療のQA（品質管理）が大事であると良く耳にする。放射線治療のQAが

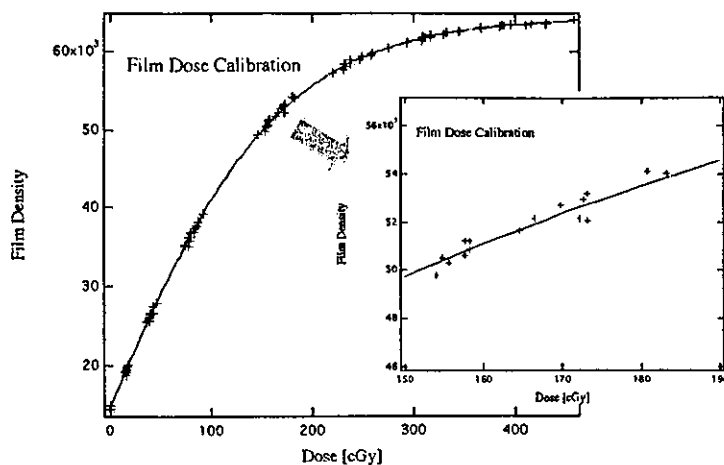


図21：フィルムへの照射線量と黒化度の特性。赤+は多施設分の特性データ点、青+は当センターにおける特性データ点。

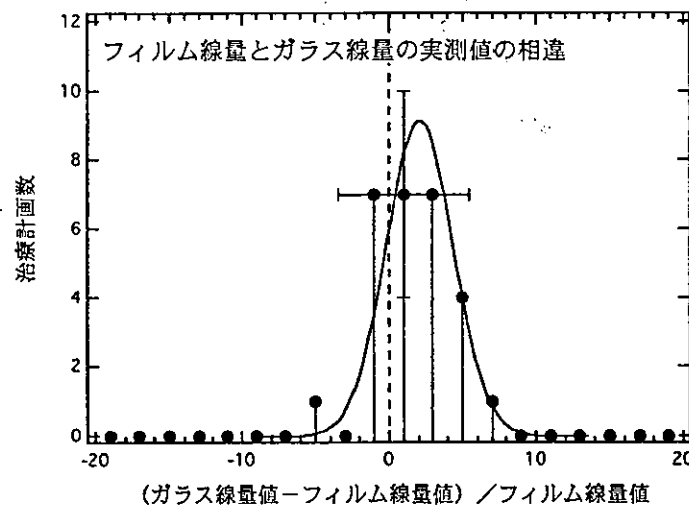


図22：フィルム線量測定とガラス線量計の実測値の相違傾向。

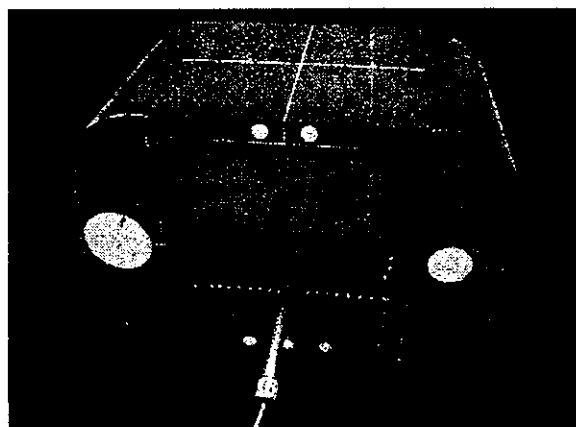


図23：汎用性の高い多機能ファントム。

重要であると言うだけなら簡単だが、これを実際にどういった品質 (Q) が要求されまた現場で実現可能なのかを判断し、どのような保証 (A) を行うために何を実行するかは非常に難しいことである。どうも QA と言った言葉だけが、ごく当然のように飛び交っている気がしている。特に体幹部定位放射線治療などの高精度放射線治療は、基準となるガイドラインも現時点では存在していない。また、それがあったとしても、それを見て実行するだけの管理であれば、最低限の Q の維持は出来ても精度向上には繋がることはない。Q があっての A でありその逆は成立しないこと、そして Q を向上させ A を実現し、これを繰り返して行かなければ質の向上はあり得ないはずである。ガイドラインをそのまま利用するだけの QA は意味がない。医学物理士とは、現場で臨機応変に施設固有の状況及び変化に対応出来なければならない、そういった職種だと私は思う。

体幹部定位放射線治療を各施設で実施するのに、装置・機器を購入しただけでは出来ないことを良く理解し、また、今後、出版される予定のガイドラインがあったとしても、それを基にして、自ら悩み、考え、決断をして、自らが置かれている施設にとって最適なことを実行できる人材になって頂くことを、これから育とうとする医学物理士に大きな期待を寄せている。

#### 参考文献

- 1) がんの統計編集委員会：がんの統計 2003年版、財団法人がん研究振興財団、2003,32-39.
- 2) Sobue T., et al., Screening for lung cancer with low dose helical computed tomography, Anti-lung Cancer Association project. *J Clin. Onol.* 2002,20,911-920.
- 3) 大西洋、早期肺癌に対する定位放射線照射、月刊・新医療 2003年12月号、産業科学株式会社、2003,84-88.
- 4) S. Webb: THE PHYSICS OF THREE-DIMENSIONAL RADIATION THERAPY Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning, INSTITUTE OF PHYSICS: 1993.
- 5) S. Webb: THE PHYSICS OF CONFORMAL RADIOTHERAPY ADVANCES IN TECHNOLOGY, INSTITUTE OF PHYSICS: 1997.
- 6) S. Webb: INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY, INSTITUTE OF PHYSICS: 2001.
- 7) F. M. Khan: THE PHYSICS OF RADIATION THERAPY, LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS: 1993.
- 8) G. J. Kutcher et al.: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21: 581-618, 1994.
- 9) B. Fraass et al.: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning, *Med. Phys.* 25: 1773-1829, 1998.
- 10) Shirato H, Shimizu S, Shimizu T, et al. Real-time Tumor-tracking radiotherapy. *Lancet* 1999; 353: 1331-1332.
- 11) Shirato H, Shimizu S, Kitamura K, et al. Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*

2000;48(2):435-42.

- 1 2) Shirato H, Shimizu S, Kunieda T, Kitamura K, van Herk M, Kagei K, Nishioka T, Hashimoto S, Fujita K, Aoyama H, Tsuchiya K, Kudo K, Miyasaka K. Physical aspects of a real-time tumor-tracking system for gated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;48(4):1187-95.
- 1 3) Shimizu S, Shirato H, Ogura S, Akita-Dosaka H, Kitamura K, Nishioka T, Kagei K, Nishimura M, Miyasaka K. Detection of lung tumor movement in real-time tumor-tracking radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001 ;51(2):304-10.
- 1 4) Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, van Herk M, Lebesque JV, Miyasaka K. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2002;53(4):822-34.
- 1 5) Harada T, Shirato H, Ogura S, Oizumi S, Yamazaki K, Shimizu S, Onimaru R, Miyasaka K, Nishimura M, Dosaka-Akita H. Real-time tumor-tracking radiation therapy for lung carcinoma by the aid of insertion of a gold marker using bronchofiberscopy. *Cancer*. 2002;95(8):1720-7.
- 1 6) 平岡真寛、西尾禎治、厚生労働科学研究費補助金：効果的医療技術の確立推進臨床研究事業「先進の高精度三次元放射線治療による予後改善に関する研究」、平成15年度：総括研究報告書、14-18.
- 1 7) Cristy M. and Eckerman K. F., Special absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources –I. Methods, Oak Ridge National Laboratory, 1987.
- 1 8) International Commission on Radiological Protection, Conversion Coefficient for use in Radiological Protection Against External Radiation, ICRU Publication 74, Annals of ICRP, Vol.26, No.3/4, 1997.
- 1 9) Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno R, Minohara S and Kanai T, A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning, *Phys. Med. Biol.* 48 (21 April 2003) 1053-1064.
- 2 0) 日本規格協会 2001 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法—第 2-6 部：不変性試験—医用 X 線 CT 装置 日本工業規格 JISZ4752-2-6 (東京：日本規格協会).
- 2 1) 中村實、放射線治療科学概論/治療計画システム、医療科学社、2001、109p.
- 2 2) 入船寅二、放射線治療計画装置の問題点—外部光子照射治療—、日本放射線腫瘍学会誌、5: 153-163, 1993.
- 2 3) International Commission on Radiation Units and Measurements Report 24, Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, ICRU Report 24, 1976.
- 2 4) 埼玉県立がんセンターの水野秀之先生よりデータ提供.
- 2 5) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 50: 1993.
- 2 6) International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, ICRU Report 62: 1999.
- 2 7) Sykes JR, James HV and Williams PC, How much dose film sensitivity increase at depth for large field sizes? *Med Phys* 26, 329-330, 1999.

- 2 8) Sang Gyu Ju, Yong Chan Ahn, et al., Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation, *Med. Phys.* 29(3), 351-355, March 2002.
- 2 9) Burch SE, Kearfott KJ, et al., A new approach film dosimetry for high energy photon beams:lateral scatter filtering, *Med. Phys.* 24, 775-783, 1997.
- 3 0) Danciu C, Proimos BS, et al., Variation of sensitometric curves of radiographic films in high energy photon beam, *Med. Phys.* 28, 966-974, 2001.
- 3 1) Ju SG, Ahn YH, et al., Film dosimetry for intensity modulated radiation therapy: Dosimetric evaluation, *Med. Phys.* 29, 352-355, 2001.
- 3 2) Edwin R. Giles and Paul H. Murphy, MEASURING SKIN DOSE WITH RADIOCHROMIC DOSIMETRY FILM IN THE CARDIAC CATHETERIZATION LABORATORY, Reprinted from HEALTH PHYSICS, Vol182 No.6, June 2002.

## 1001 poster

**Quality assurance of radiotherapy treatment planning (RTP) system prior to stereotactic irradiation for lung tumor trial : Japan Clinical Oncology Group (JCOG) study**

*T. Nishio<sup>1</sup>, M. Shimbo<sup>1</sup>, E. Kunieda<sup>2</sup>, H. Shirato<sup>3</sup>, S. Ishikura<sup>1</sup>, M. Hiraoka<sup>4</sup>*

<sup>1</sup>National Cancer Center, Kashiwa, Japan, Radiation Oncology, Kashiwa, Japan

<sup>2</sup>Keio University, Radiology, Tokyo, Japan

<sup>3</sup>Hokkaido University Graduate School of Medicine, Radiology, Sapporo, Japan

<sup>4</sup>Kyoto University Graduate School of Medicine, Therapeutic Radiology and Oncology, Kyoto, Japan

**Purpose:** A nation-wide multi-institutional clinical trial for stereotactic irradiation of stage I non-small cell lung cancers is planned to be started. Dosimetric comparison between institutions was performed using a lung-tumor phantom for quality assurance and to determine the proper way of dose prescription.

**Experimental Procedures:** This study includes 10 institutions with 5 different radiotherapy treatment planning (RTP) systems; FOCUS/XIO (CMS Corp.), ECLIPSE (Varian Corp.), Pinnacle3 (Philips Corp.), PrecisePLAN (Elekta Corp.), and RPS700U (Mitsubishi Electric Corp, commercially not available now). Various calculation algorithms were used (Table). The lung-tumor phantom (made by Keio University) is composed of an artificial lung made of low electron-density material with a water-density globular target in it. The target is 30 mm in diameter assuming a lung tumor. The gross tumor volume (GTV) was planned to be irradiated with a fixed margin (10 mm between GTV and the edge of the collimator) using 2 simple beam arrangements, single anterior-posterior field (Plan 1) and single non-coplanar oblique field (Plan 2). A fixed dose was prescribed at the isocenter (I.C.) which is set at the center of GTV. Calculation of monitor units and irradiation were done by staffs in each institution using their routine. Two medical physicists from the study center visited all the institutions together, did set-up of the phantom, and measured actual dose using a glass dosimetric system (Dose Ace/ Chiyoda Technol Corp.) and film densitometric system (EDR2/Kodak Corp., DD system/ R-TECH Corp.).

**Results:** The difference in percentage of calculated dose from mean measured dose of both glass and film dosimetries at the I.C. is shown in the table for each institution. The difference was within 3 % in 7, 5% in 9, and 7% in 10 institutions. The amount of absolute dose to the I.C. was managed in the precision within 5 % by using dose calculation algorithm in clinical use.

**Conclusion:** Nine institutions fulfilled the credentialing criterion within 5 % absolute dose precision, and another institution is expected to fulfill it by re-audit. This quality assurance program is being planned for other 6 institutions in the RTSG, and we expect that the quality of the JCOG stereotactic lung trial will be maintained.

## 1002 poster

**Does the implementation of a QA-system result in more engagement? Preliminary experience from a quality assurance project in Odense, Denmark.**

*K.A. Werenberg<sup>1</sup>, M. Poulsen<sup>2</sup>, O. Hansen<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Odense University Hospital, Radiophysic Lab., Odense, Denmark

<sup>2</sup>Odense University Hospital, Department of Oncology, Odense, Denmark

The Directive 97/43 EURATOM was implemented in Danish legislation through the National Board of Health order no. 48 of 25 January 1999. During the recent year all Radiotherapy Centres in Denmark have been implementing a comprehensive quality assurance system based on the guidelines from ESTRO.

In Odense the work was organized as a quality project lead by a team of 3. Based on a typical "patient flow chart" through the department 7 working groups were formed. Each group had in commission to make an inventory of existing procedure in order to give an overview of the actual status. It has revealed lots of gaps in the existing system, but it also constitutes the natural basis for further developments – an optimum flow chart.

The QA-policy in the department has been defined (level 1) and lots of procedures (level 2) and working instructions (level 3) has been produced.

The poster will present how the quality project has been organized, the aim, the time schedule, what we have done in order to involve and inform all personnel in the department, the IT-platform, which pitfalls there have been, and the perspective for the years to come will be discussed.

**Conclusion:** The quality project has resulted in an exceptional engagement in the working groups and it's our hope that this spirit will spread to the rest of the department when the final QA-system has been implemented.

## 1003 poster

**The development of national quality control standards for radiotherapy equipment in Canada**

*P. Dunscombe<sup>1</sup>, C. Arseneault<sup>2</sup>, J.-P. Bissonnette<sup>3</sup>, H. Johnson<sup>4</sup>, G. Mawko<sup>5</sup>, J. Seuntjens<sup>5</sup>*

<sup>1</sup>Tom Baker Cancer Centre, Medical Physics, Calgary, Canada

<sup>2</sup>Hopital Dr Georges-L. Dumont, Medical Physics, Moncton, Canada

<sup>3</sup>Princess Margaret Hospital, Radiation Physics, Toronto, Canada

<sup>4</sup>CancerCare Manitoba, Medical Physics, Winnipeg, Canada

<sup>5</sup>QEll Health Sciences Centre, Diagnostic Imaging, Halifax, Canada

Although the provision of health care in Canada is a provincial responsibility, the Canadian Association of Provincial Cancer Agencies recognized the need for harmonization of standards across the country. One area of standardization which is not only important but also relatively straightforward to monitor for compliance is quality control of radiotherapy equipment.

The Canadian medical physics community, through its professional (COMP) and certifying (CCPM) organizations, is now well into the process of developing national standards. The standards have been drafted with three criteria in mind. First, the standards should be broadly consistent with the international literature and practices in this area. Second, the standards should be prescriptive for both testing frequencies and performance parameters but leave the choice of test methods up to individual physicists. Finally, the documents containing these standards should be succinct and unambiguous. To meet these criteria, a generic format has been developed and applied to all radiotherapy equipment.

Quality control on radiotherapy equipment entails a significant consumption of resources. Before finalizing our standards, we are encouraging input from the broader radiation treatment community in Canada not only on the technical aspects of the proposed performance criteria but also on the feasibility of national implementation. This is