

## 第59回総会学術大会シンポジウム II

会期：2003年 4 月13日

会場：パシフィコ横浜会議センター

## 外部放射線治療におけるQC・QAの確立 - 現状の把握と将来展望 -

## 座長集約

川越康充

大阪大学医学部附属病院放射線部

## 1. 外部放射線治療におけるQA・QCの現状について

榎戸義浩

埼玉県立小児医療センター放射線技術部

## 2. 外部放射線治療装置におけるQA・QCの確立

小口 宏

信州大学医学部附属病院放射線部

3. 放射線治療計画装置( Radiation Treatment Planning Systems )の  
Quality AssuranceとQuality Control

館岡邦彦

札幌医科大学医学部附属病院放射線部

## 4. 外部放射線治療の吸収線量測定におけるQuality Control

荒木不次男

熊本大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

## 座長集約

Symposium

川越康充

大阪大学医学部附属病院放射線部

放射線治療におけるQC・QAは医療事故の観点から重要性が再認識されている。QCは一定の治療精度と質を維持する精度管理または保守管理、QAは患者やその家族に、その治療に要求されるすべての行為および装置の十分な質を保証するために医療側が行う体系的活動とされる。放射線治療の質の向上は、診療行為の的確性や正確さを継続的に改善する統合的システムを構築することによってもたらされる。しかしながら、日本においてはQC・QAを行う恒常的システムおよび実施組織が不明確である。さらに、法的な根拠がなく責任体制が整っているとはいえない。したがって、このような状況における放射線治療の危険性を把握しQC・QAのあり方も検討していく必要がある。今回、「外部放射線治療におけるQC・QAの確立」というテーマで、QC・QAの現状把握と治療装置、治療計画、線量測定の将来展望を各分野専門のエキスパートにご発表いただいた。

榎戸義浩先生(埼玉県立小児医療センター)は、厚生労働科学研究「21世紀型医療開拓推進研究事業(池田班)」の外部照射治療線量に関する品質保証でのアンケート調査結果(同調査員、新保宗史氏提供)を基に国内の放射線治療施設のQC・QAの現状を解析、報告した。各施設の技師は定期的に装置管理や線量測定を実施しているが、一部の施設で十分に行われていない。投与MU値計算の2次チェック体制は必要であると述べた。また、品質保証を担保するための手順とプロセ

スの経営資源であるISO9000について述べ、治療システムの信頼性・透明性を確保するために、確実なシステムを作り、第三者機関に評価してもらう体制が必要であると報告した。

小口 宏先生(信州大学医学部附属病院)は、外部放射線治療装置のQC・QAにおいてQAプログラムを完全に実施できている施設の割合はかなり少なく、この要因は放射線治療施設の資源に問題があると述べ、さらに人員、測定機器、時間等、欧米のレベルには程遠く、組織の責任分担や体制も異なるなかで同様のQAを実施するのはかなり困難な状況であると指摘した。そして、最初から100%のQAを望むのではなく、最低限のコンセンサスを維持しつつ各施設の事情に合わせたQAを計画したうえで、実施、評価、対応のQCループによるフィードバック機構を作ることが重要であると報告した。

館岡邦彦先生(札幌医科大学医学部附属病院)は、放射線治療計画装置のQAは潜在的に存在する不確実性を把握し、線量分布上または線量検証上における結果を予測することであると述べた。そして、この不確実性は患者の固定精度および動き、画像収集におけるRTP上のマトリクス変換座標などによる画像ガイドにおける問題と、治療計画の最適化、計算方法および評価などの線量評価に関する問題にわかれると指摘した。今回、後者についての検証をAAPM、TG53に準じた自作のコンピュータソフトを用いて報告した。

荒木不次男先生(熊本大学医学部保健学科)は、外部照射装置、治療計画装置に重要な関係を持つ線量測定について、最近改訂された高エネルギーX線・電子線の新しい吸収線量測定プロトコル(標準測定法01,以下プロトコル(01))の運用をQC面から報告した。コバルト水吸収線量校正定数に基づくプロトコル(01)の理論を述べ、線質変換係数の導入が線量評価精度の向上に寄与したことを指摘した。プロトコル(01)とプロトコル(86)の線量比較を行い、光子では1%以内である

と述べた。また、プロトコル(01)の実際の運用や、平行平板形電離箱の使用上の問題点について報告し、平行平板形電離箱線量計の校正方法についても言及した。

今回のテーマはあまりにも大きすぎて、演者の方も発表に苦労されたようである。これらの発表を通して、放射線治療が持つ現状が少しは把握できたように感じる。そしてそれぞれの問題点について一步一步の克服こそが、将来的展望への指標であると確信した。

## 1. 外部放射線治療におけるQA・QCの現状について

Symposium

榎戸義浩

埼玉県立小児医療センター放射線技術部

### はじめに

放射線治療の技術は近年ますます高精度化し、その適用件数も増加傾向にある。しかし、放射線治療の先進国である欧米とは異なり、わが国では放射線治療の精度評価や品質管理を行う恒常的なシステムや組織が、線量計の校正活動や研究会レベルの活動を除いて皆無に等しい。放射線治療の質的向上のためにその改善が望まれる。このような現状を改善することを目的に、物理・技術の側面から現状を調査し、継続することにより、放射線治療の質が全体として向上する。平成13年度に厚生労働科学研究費補助金の交付を受けて池田班が結成された。そして日本医学物理学会のQA/QC委員の協力を得て、全国の放射線治療の施設に対して、放射線治療の技術評価および品質管理による予後改善のための研究として、外部照射(X線・γ線)治療の線量に関する品質保証(QA)についてのアンケート調査を平成13年10月(1回目)と平成14年2月(2回目)に実施した<sup>1-3)</sup>。この調査結果を報告する。

### 1. アンケート調査(1)・(2)の内容

- ・1日における治療患者数、治療専任放射線技師数
- ・治療装置の物理QAの実務担当者
- ・物理QAの実施状況(対象・頻度)
- ・治療専用の電離箱線量計の有無
- ・線量(MU値)計算担当者と2次チェック
- ・治療装置出力測定の頻度
- ・照射野サイズの確認頻度
- ・線量(MU値)の2次確認
- ・電離箱線量計の校正頻度、校正線源の所有率
- ・ウェッジ透過率、シャドウトレイ、TAR/TMRの測定頻度

### 2. 結果

アンケート調査項目をJASTRO登録施設721施設に送り、603施設の回答を得た。Fig. 1aに施設ごとの1日の治療患者数を示す。1日の治療患者数40人以下の施設数が全体の89%(20人以下の施設が65%)を占めていることが分かる。101人以上の治療患者施設は6施設である。Fig. 1bに治療専任技師数ごとの施設割合を示す。専任がいない施設(17%)と2人までいる施設(64%)を合わせると、全体の81%になる。Fig. 1aと照らし合わせて、1日に20人以下の治療患者施設のほとんどが1人の専任放射線技師と兼任放射線技師(診断と兼任)で行われていることが分かる。Fig. 2aに治療装置の物理QAの実務担当者についての結果を示す。専任が157施設(26%)、職制が142施設(24%)、特定個人が76施設(13%)、できる人が行うが84施設(14%)に対して、業者に依頼・行っていない・未記入の割合が合わせて23%を占めた。治療装置のQAが23%の施設で行われておらず、QA実施が不十分であることが分かる。Fig. 2bに電離箱線量計の所有状況を示す。治療施設であるため、大半の施設(93.4%)が所有していた。しかし、診断と兼用の電離箱線量計を所有(4.8%)や、ない・未記入が11施設(1.8%)もあった。Fig. 3に治療装置の5項目の点検を週間、月間に行っているかの結果を示す。出力校正(82%)に比べて、平坦度測定(33.7%)、照射野チェック(48.5%)、ビーム軸(25.7%)、エネルギー測定(23.6%)の点検が、50%以下であった。Fig. 4aに誰が線量計算をするかについての結果を示す。大半の437施設(73%)で開始時担当の技師が行うという結果であった。Fig. 4bに線量計算の2次チェックと3次チェックを行っている施設割合を示す。2次チェックは過半数の367施設(61%)が行っ

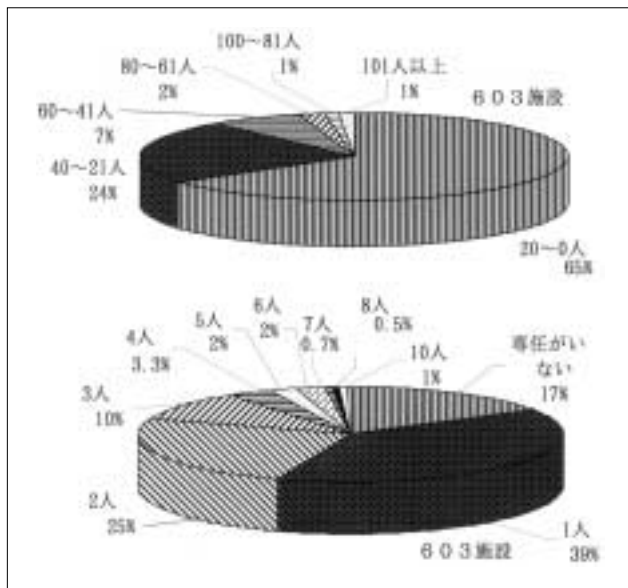
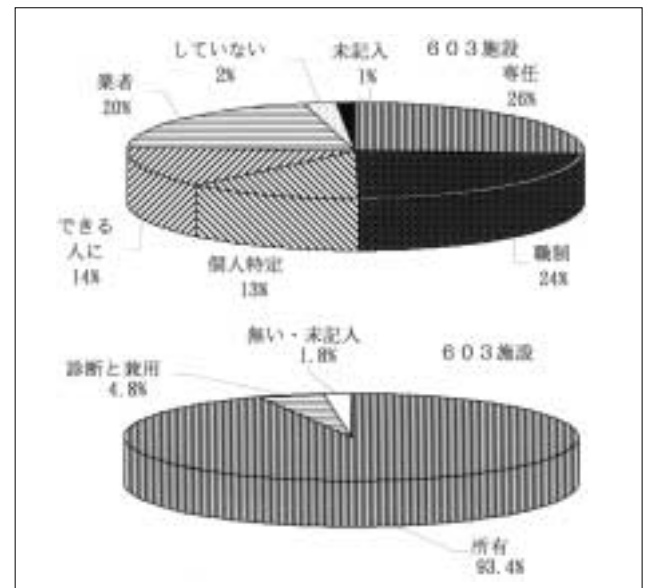
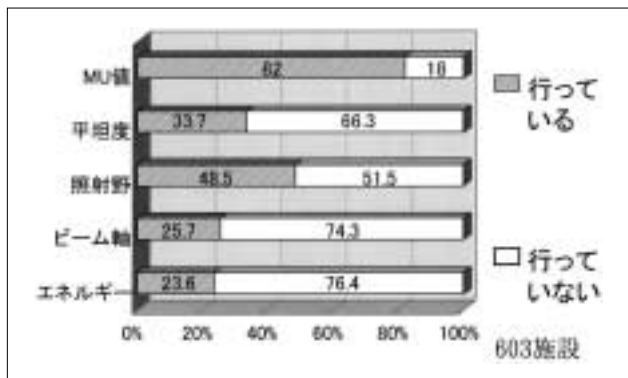
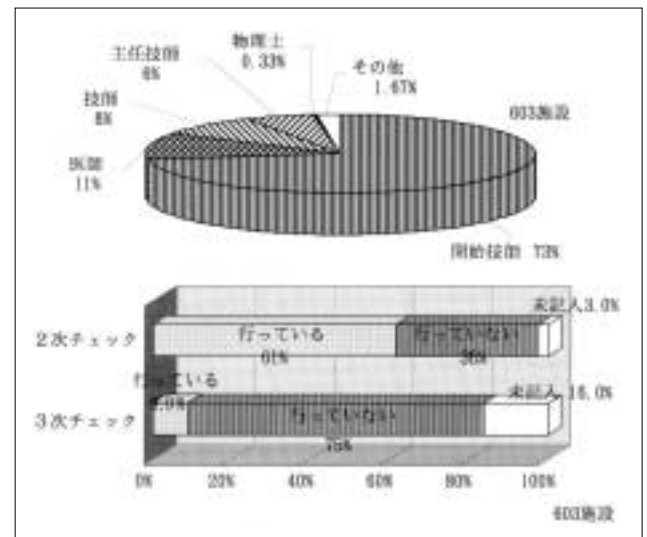
Fig. 1 (a) 放射線治療患者数  
(b) 治療専任技師数a  
bFig. 2 (a) 物理QAの担当者  
(b) 電離箱線量計の所有状況a  
b

Fig. 3 装置QAの実施状況

Fig. 4 (a) 線量計算の担当者  
(b) MUチェックの割合a  
b

ているが、3次チェックになると54施設 (9.0%) と急激に減少している。近年報告されている投与線量の誤りによる医療事故を防ぐためにも、このチェックは必要である。Fig. 5aに治療装置の出力校正についての割合を示す。定期的に測定している施設が大半 (87%) を占めているが、残り13%は業者依頼や設置時のみ、未記入が占めている。Fig. 5bに出力校正の頻度を示す。1カ月以内に行っている施設が74% (444施設) である。Fig. 6aに照射野サイズの確認についての結果を示す。480施設 (80%) が定期的に測定している。123施設 (20%) がこの確認作業を定期的に行っていない。そのうち、33施設 (5%) とリニアック25施設 (4%) は装置設置時のみである。Fig. 6bに照射野サイズの確認頻度を示す。1週間毎~1カ月以上6カ月毎に行っている施設が47%と半数近くである反面、不定期と未記入が半数以上を占めた。アンケート(2)での回収率は、52%であった。Fig. 7aに線量計算と計画線量の誤差が5%以上あ

るときの処置法を示す(有効回答: 123施設)。線量の過不足に応じて補正や修正をする施設が94施設 (76%) である。医師に相談、検討して照射法を変えるという施設が23施設あったが、これも補正修正することにかわりはない。ただ、2施設が無視するという回答をしている。たとえ2施設であっても問題である。Fig. 7bに電離箱線量計の校正頻度を示す。1年ごとが197施設 (54%)、2年ごとが102施設 (28%)、不定期が35施設 (10%) であった。Fig. 8aに電離箱線量計の校正線源所有率を示す。71施設 (18%) で所有しており、316施設 (82%) は所有なしと、未記入であった。Fig. 8b~9bにシャドウトレイ、ウエッジ透過率、TAR/TMRの測定頻度を示す。定期的 (6カ月~5年ごと) に測定して

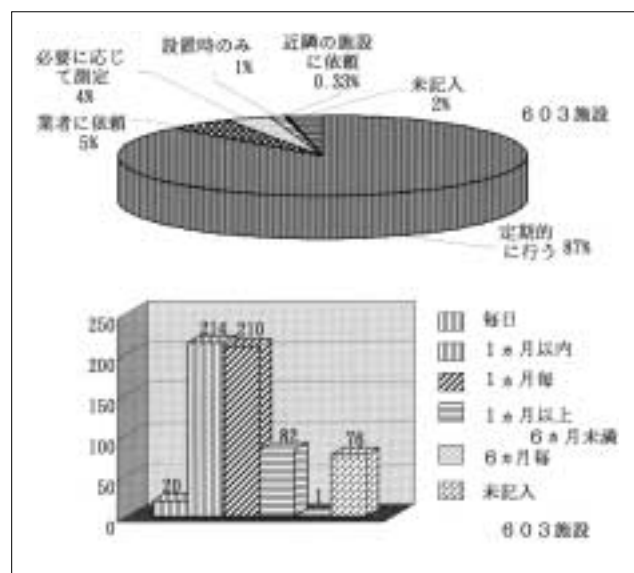


Fig. 5 (a) 出力校正の割合  
(b) 出力校正の頻度

a  
b

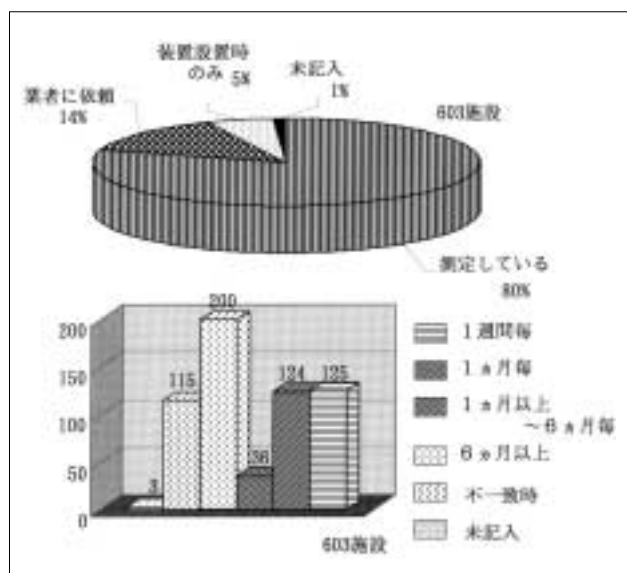


Fig. 6 (a) 照射野サイズの確認  
(b) 照射野サイズの確認頻度

a  
b

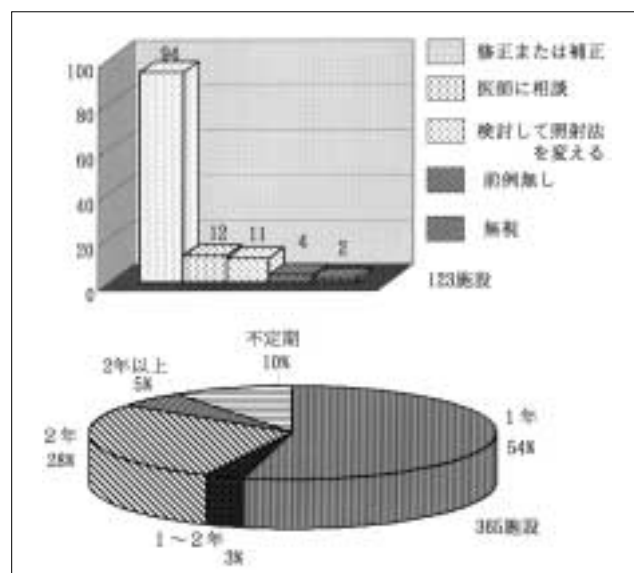


Fig. 7 (a) 計画線量と5%以上の誤差  
(b) 電離箱線量計の校正頻度

a  
b

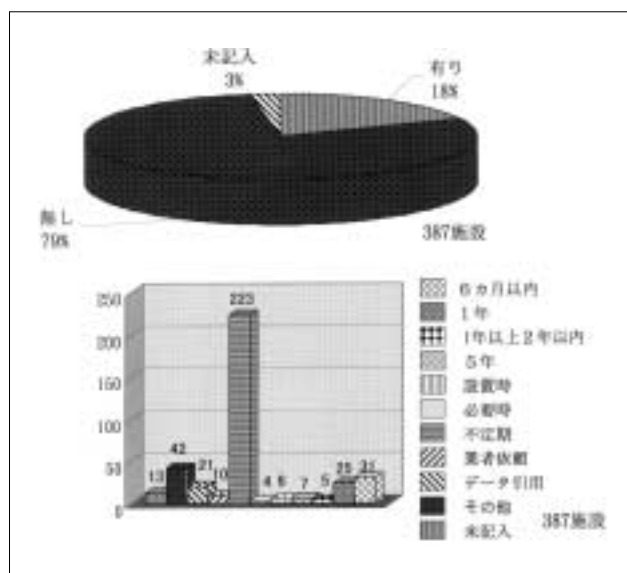


Fig. 8 (a) 校正線源の所有率  
(b) シャドウトレイの測定頻度

a  
b

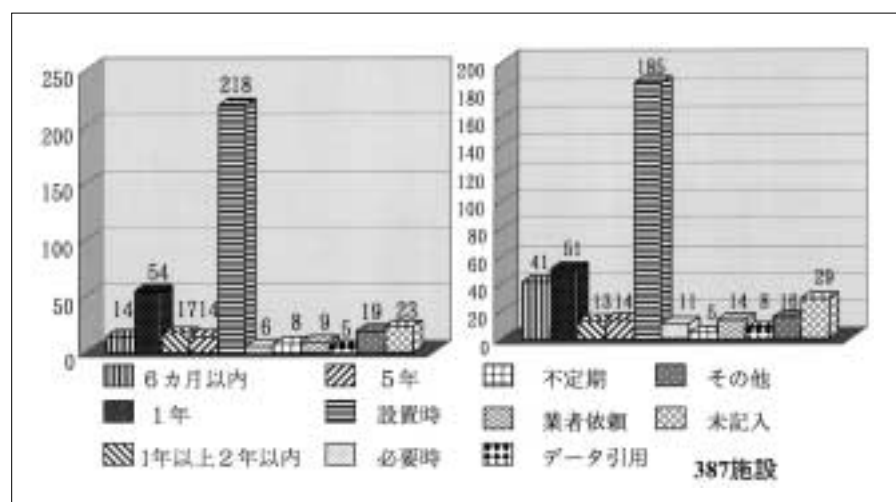


Fig. 9 (a) ウエッジ透過率の測定頻度  
(b) TAR/TMRの測定頻度

a | b

Table 1 装置・機器の管理項目

1. 機器導入	10. 治療技術
2. 受入れ試験	11. 特殊な照射
3. 定期点検	IORT, TBI, SRT,
4. ユーザの定期点検	3D-CRT, IMRT,
5. 線量測定	Robotic RT
6. 治療を始めるための線量測定	12. 記録とdatabase
7. 治療用画像取得	13. その他
8. 固定具	Intra-net, RT-system
9. 治療計画	Layout for RT-room

いる施設と不定期(設置時・必要時・不定期・業者依頼)に測定している施設は、それぞれシャドウトレイは68施設(18%)、243施設(63%)、ウェッジ透過率は99施設(26%)、241施設(62%)、TAR/TMRは119施設(31%)、215施設(56%)でどの測定も不定期の方が多い結果となった。

### 3. 考 察

放射線治療でのQA・QCの考えは普及してはいるが、アンケート結果より23%施設で物理的品質保証の担当者が不在であり、17%の施設で専任放射線治療技師が不在であった。13%の施設で治療機の出力校正が定期的に行われず、39%の施設で投与MUの2次チェックが行われていない現状である。MUの2次チェックは必要であり、向上を望む。シャドウトレイ・ウェッジ透過率・TAR/TMR測定の定期測定を行っている施設は18～31%台であり、いろいろな問題を提示している。各施設での事情、マンパワーの問題によりQAが定期的に行われていない施設は、もう一度治療装置のQAを見直して、定期的に行う体制を作ることが必要である。1日に100名以上の患者治療を行っている施設が今回のアンケートで、6施設あった。これらの施設で治療業務終了後に治療装置のQA・QC、IMRT・SRT等の精度確認を行うのは時間的に問題である。放射線治療の対象になる病巣の種類によっては、治療条件が200cGy 5Fr/weekと250cGy 4Fr/weekとで治療成績が変わらないものがある<sup>4)</sup>。癌による疼痛緩和の照射は300～400cGy 3Fr/weekでも可能である。ある放射線治療施設で1週間に4日照射の施設で、残りの日を治療装置のQA・QC等に充てている。このようなシステムを普及させることも、日本の放射線治療のQA・QCを向上させる一つの手段と考える。われわれ放射線技師の職域で近年特殊照射装置の進歩も著しく、患者治療業務以外にTable 1で挙げた項目の装置・器具の管理と保守を念頭に入れて業務を行う必要がある。全国の各地域の研究会・部会・技術学会等

Table 2 放射線治療のQA・QCに信頼性・透明性を確保するには

- 1) ISO9000による定期審査を受ける  
病院の30数施設が認証取得している  
国立大学病院の2施設が認証取得している  
(審査内容=申告制, 45審査登録機関あり)
- 2) 日本医療機能評価機構の認定を得る  
〔全国の病院の11%、1000施設(2003/08/16現在)が認証を得る〕  
保守点検・帳簿類等を提出、面接・サーベイヤーによる訪問調査  
放射線治療の自己評価調査票: 1項目(専門医の確保, 出力校正・定期点検, 治療効果について関連診療科の医師と評価・検討)

でQAに関するデータが多く残されている<sup>5-8)</sup>。最近放射線治療の分野でQAに関する事故が起こり、法的には治療機器を取り扱う技師に、より一層の装置・機器の管理が望まれる時代に成ってきた。最近では品質管理・内容頻度等において、全国統一データによる蓄積も必要になってきている<sup>9, 10)</sup>。また第三者機関による放射線治療のQA・QCも信頼性・透明性を確保するのに重要である。放射線治療のQA・QCに信頼性・透明性を確保する方法として、Table 2に例を挙げてみた。ISO9000を取り入れて定期審査を受けることは信頼性・透明性を得るのに欠かせないが<sup>11, 12)</sup>、ISO9000は申告制であるため治療精度の全国統一データは望めない。確実に仕事をするために確実なシステムを作り、間違った治療ができないように、当事者である自分が実施しおよび管理することが必要である。Fig. 10に示すDemingのマネジメントサイクル(Plan, Do, Check, Action)を循環させることが、管理の基本になる。初めはややおおざっぱなプロセスの方が扱いやすく、毎年数回の定期審査に合わせて、徐々に審査内容を増やしていくことも可能である。キーププロセスの項目は毎回の定期審査の対象になるが、それ以外の項目は、毎回の審査の対象にはならない。この項目は病院施設側で指定することができる。何を目的にするかが大切であり、数値で決まる項目を選んで記録を大切に保存することが必要である。品質目標を作り、自分たちでレベルアップを決めることができる。日本医療機能評価機構による認定を得る方法もあるが、自己評価調査票を提出、面接、サーベイヤーによる訪問審査を受けても、機能評価のなかでの放射線の扱いが少なく、治療精度の全国統一データを望むことはできない。アメリカのRPQC(Radiation Physics Center)のようなセンター機関を国内に設けて全国規模の線量の標準化システムを設けることも信頼性・透明性を得るのに必要である。Fig. 11<sup>13)</sup>に示すようにRPCでは全米1800施設のうち1300施設を網羅して、TLDによる8カ月に1度の加速器の出力チェック、希望施設に訪問調査を



Fig. 10 ISO9000の取得

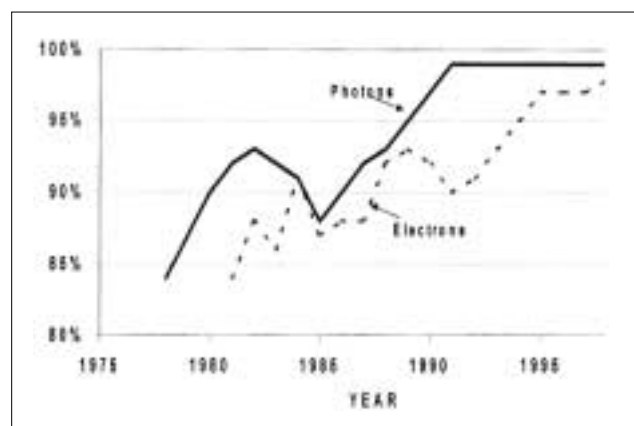


Fig. 12 基準値の施設割合 (RPC提供)

行い、悪い所を調査して改善を行う等の仕事をしている。地図はRPCでモニターしている施設を点で示している。Fig. 12<sup>13)</sup>はRPCによる訪問活動において基準値 ( $\pm 3\%$ ) に入る施設の増加を%で示した図であり、右端1995年にはX線では99%の施設が入り、電子線でも97%の施設がクリアしていることを示す。治療施設の継続的なモニターで、変動が少なくなっているのが分かる。Fig. 13は世界中のTLD素子による治療施設間モニタリングのネットワークを示した図<sup>14)</sup>である。IAEA/WHOによるモニタリングの国々を灰色で、IAEA以外の国同士のネットワークを黒色で示している。日本は白色で示されアフリカ諸国と同じで、このネットワークを持たない国の一つである。しかし前述の池田班によって訪問調査や郵送調査(ガラス線量計)を用いた電子加速器とコバルト装置の出力測定調査システムが準備されている。これが実施され継続されることが望まれる。

#### 4. 結 論

1) 放射線治療でのQA・QCの考えは普及してはいるが、物理的品質保証の担当者が約1/4の施設で不在

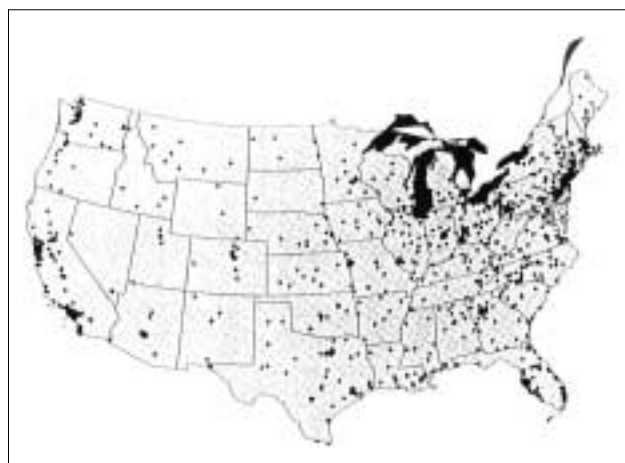


Fig. 11 RPCによるアメリカのモニター放射線治療施設 (RPC提供)

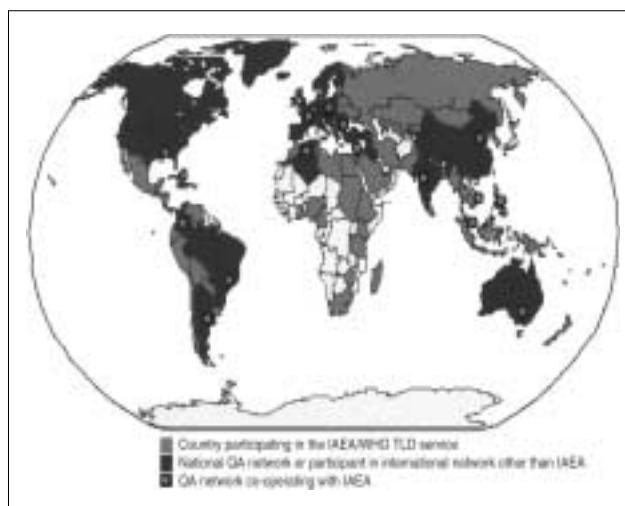


Fig. 13 TLDによるモニタリングネットワーク (IAEA提供)

であり、一部の施設で専任放射線治療技師が不在である。また、加速器の出力校正・投与MUの2次チェック・装置管理測定が不十分である現状から、放射線治療のQA・QCが十分に行われているとはいえない。

2) 放射線治療システムの信頼性・透明性を確保するために、確実なシステムを作り、間違った治療ができないように、当事者である自分が実施ならびに管理して、第三者に評価してもらう体制が必要である。また全国規模の統一データと治療施設の出力を継続的にモニターできる体制、海外との治療施設の出力のネットワークが行える体制が必要である。

#### 謝 辞

使用したFig. 1a～9bは平成13年度厚生労働科学研究「21世紀型医療開拓推進研究事業」および平成14年度厚

生労働科学研究「効果的医療技術の確立推進臨床研究推進事業」の池田班「放射線治療の技術評価及び品質管理による予後改善のための研究」の班会議で、新保宗史氏が発表したスライド原稿を一部修正し利用したものである。ここに謝意を表する。また、今回私に発表の機会を与えてくださった、日本放射線技術学会の先生方、日本医学物理学会の先生方、そして日本放射線腫瘍学会の先生方に深く感謝いたします。

## 参考文献

- 1) 田伏勝義, 新保宗史, 遠藤真広, 他: メディカルフロンティア - 放射線治療QA - アンケート調査(1). 日本医学物理学会機関誌, 22(2), 114-115, (2002).
- 2) 新保宗史, 西尾禎治, 小高喜久雄, 他: メディカルフロンティア - 放射線治療QA - アンケート調査(2). 日本医学物理学会機関誌, 22(2), 117, (2002).
- 3) 新保宗史, 田伏勝義, 遠藤真広: 外部照射 X線 治療の線量に関する品質保証(QA)についてのアンケート調査結果(1)1. 日放腫会誌.
- 4) 入江五郎: 短期小分割放射線治療の評価. 日本医放会誌, 38(4), 354-369, (1978).
- 5) 奥村雅彦: 外部照射装置のためのQuality Control. 日放技学誌, 57(11), 1339-1348, (2001).
- 6) 日本放射線腫瘍学会QA委員会: 外部放射線治療におけるQuality Assurance(QA)システムガイドライン. 日放腫会誌, 10-31, (2000).
- 7) 日本放射線科専門医会: 1998 ACR Standards(放射線診療の規範). 日本放射線科専門医会誌, 205-229.
- 8) 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, 東京, (1992).
- 9) 玉木義雄: システムとしての放射線治療のQA - 臨床的QA - . 放射線医学物理, 16(3), 160-165, (1996).
- 10) 高久祐治: 米国におけるQA実施状況. 放射線医学物理, 16(4), 228-235, (1996).
- 11) 臨床評価刊行会: ISO9000について(矢野友三郎氏との討論). Clinical Evaluation, 28, 5-31, (2000).
- 12) 加藤洋一: ISO9000による品質保証の基本的な考え方. Clinical Evaluation, 28, 33-55, (2000).
- 13) Followill DS: Radiation Dosimetry Quality Assurance of Radiotherapy Facilities. 1-15, Department of Radiation Physics, University of Texas M.D. Anderson Cancer Center, Houston.
- 14) Izewska J, Svensson H, and Ibbott G: Worldwide QA networks for radiotherapy dosimetry. International Symposium on Standards and Code of Practice in Medical Radiation Dosimetry, IAEA-CN-96, 149-151(Vienna IAEA) (2002).

## 2. 外部放射線治療装置におけるQA・QCの確立

Symposium

小口 宏

信州大学医学部附属病院放射線部

### 1. QA・QCの目的

外部放射線治療装置(以下治療装置)のQA・QCの目的は大きく四つに集約される。第一に何よりも安全な放射線治療を担保することである。これまでにいくつかの事故が報告されており水面下での事故も懸念されている現状を認識し、医療事故や医療ミスの防止はわれわれにとって最重要課題である。第二に精度の高い照射技術の維持(治療レベルの継続性)があり、投与線量の不確定度や空間的不確定度を国際的に受け入れられている不確定度以内に維持することである。第三として潜在的エラー(latent error)の掘り起こしや系統的エラー(systematic error)の洗い出しを行い、エラーやミスの解析とその対策を行うこともQA・QCの目的である。そして治療手段の評価のために、放射線治療における多様な関連事項のすべてを明確に記録する行為がQA・QCの第四の目的である。

### 2. 外部放射線治療装置の管理基準

国際放射線単位測定委員会(ICRU)のレポート24<sup>1)</sup>が1976年に発刊され、喉頭の扁平上皮がんでは5%の投与線量差により治癒率が変化するという報告がなされた。これを受け、1984年にAmerican Association of Medical Physicists(AAPM)のTask group-24<sup>2)</sup>により外部放射線治療に必要な不確定度が解析され、患者への投与線量と空間的治療位置それぞれの不確定度が示された。それによると最終的な投与線量の不確定度を5%より少なくするため、装置の出力線量の不確定度の管理基準は2.5%以下とされた。また、最終的な空間的不確定度は10mmより少なくするため、治療装置の幾何学的不確定度は5mm以下が必要とされ、さらに細かくアイソセンタ精度や光照射野サイズ精度などに分類されている。

木村(愛知県がんセンター)は「放射線治療における不確定度5%への挑戦」<sup>3)</sup>として自施設の放射線治療の



不確定度を評価し、9.7%であると報告した。国内の代表的ながん専門病院での報告であるが、不確定度5%の達成の困難さを示している。

### 3. QA・QCの経緯

系統的なQAプログラムの始まりはAAPM Report-13<sup>2)</sup>であるが、それ以降IEC、WHOといった国際機関などで多くのプログラム<sup>4-10)</sup>が発表され、日本国内では1992年に「外部放射線治療装置の保守管理プログラム」<sup>11)</sup>と「放射線技術QCプログラム」<sup>12)</sup>が発表された。1989年にIECより発刊された「医用電子加速装置の性能特性」<sup>4, 5)</sup>は2001年にJIS規格Z4714<sup>13)</sup>に取り入れられ、国際的スタンダードの規格がわが国においても整備された。治療装置の性能向上などにより年々プログラムは更新されており、AAPM TG50<sup>14)</sup>のようにmultileaf collimatorなどの新しいモダリティの登場やコンピュータ技術の進歩などに対応した結果である。常に最新の情報を採り入れて実務に反映させることが必要である。

### 4. 外部放射線治療装置のQA

外部放射線治療装置のQAIは 外部照射装置の品質の決定と受け入れ試験、品質維持に必要な管理項目とQA手順の決定、継続した品質維持の三つに集約できる。装置の受け入れ試験から始まり、性能維持、品質維持に必要な管理項目および手順を決め、それを日常的に継続して評価、改善する行為がquality assuranceである。

#### 4-1 外部照射装置の受け入れ試験

治療装置のQAIは装置の選定から始まる。臨床で要求される装置のスペックを判断し、そのスペックに対して管理項目とその許容値(管理限界)が決められ、必要な受け入れ試験が実施される。治療装置受け渡し時には製造元による検収試験が行われるが、これが使用者にとっての受け入れ試験となり、使用者は製造者に立ち会って試験を行い、製造元が保証した機能やスペックがきちんと備わっていることを確認する。最終的に使用者と製造元が試験報告書にサインをして受け入れは完了する。

この受け入れ試験結果は以降の装置管理の基準となる大変重要なデータとなるが、製造元が用意した検収試験の項目や試験方法は必ずしも使用者の意図したものと同一とは限らない。その場合、検収試験に引き続いて使用者が定めた使用者による試験を実施しなくてはならず、使用者が保有する試験器材と使用者が再現できる試験方法で行うことが重要である。いずれにしても初回のQA試験結果が基準となり、次回からのQA試

験結果を評価することとなるため、慎重で正確な試験を行うことが大切である。

初回のQA試験が終了すると出力係数やTMRなどの臨床ビームデータの取得となる。この臨床ビームデータが継続的に再現されていることを保証するのがQAの目的の一つであり、このコミッショニングの取れた臨床ビームデータは初回のQA試験で得られた値が変わらない限り信用ができるという保証となる。

#### 4-2 管理項目とQA手順

管理項目の決定とQA手順は受け入れ試験の時点で決定されていなければならない。QAプログラムには多くの管理項目があり頻度や許容誤差が細かく規定されているが、その完全実施は時間的にもマンパワー的にも厳しいものがある。よって現実的には必要な試験項目を選択することが必要となる。またQAプログラム内での許容誤差は多くの治療装置に共通の値であるため、個々の治療装置にとって必要な管理基準(許容誤差)を決めなくてはならない場合もある。さらに点検頻度は使用者のマンパワーを考慮に入れ、実施可能な頻度とするなど、管理項目、管理基準、点検頻度は病院ごとに十分な検討を行い、決定しなくてはならない。

#### 4-3 QAドキュメント

QAの実施に先立ち、ワークシートの作成が必要である。誰でも記入できる分かりやすいワークシート、記載間違いのないワークシートを作ることが大事である。QA結果を整理して残し、過去に遡って必要なQAデータを必要なときにすぐに引き出せることができるドキュメント作りが求められ、データベース化が望まれる。

### 5. QA・QCの実例

点検頻度や項目の詳細は各保守管理プログラム<sup>11, 15-17)</sup>に譲り、ここでは当院での治療装置管理の実例を紹介する。

Fig. 1は10MV X線の対称性の経時的変化を加速器調整後から次の調整までの約5カ月間でまとめたグラフである。簡易QAチェックツールによる始業点検時の測定値と三次元水ファントムによる月ごとの精密な測定結果を示す。評価法が異なるため対称度値は異なるが、両者の値は同じ傾向で変化していることが分かる。またQAツールの測定では対称性の変動から日々の微小な変化が経時的に大きくなっていく様子が読み取れる。このデータから得られる示唆は適正な点検内容と頻度をどのように設定するかであり、この装置では2カ月以内に1回の精密な測定が必要であろう。QAツールを使用して頻度を上げることにより管理上



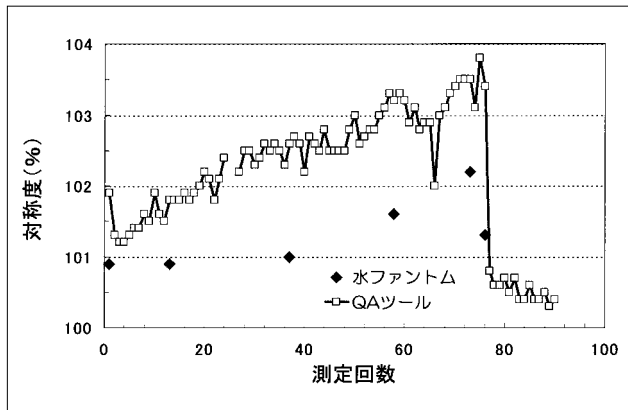


Fig. 1 10MV X線の平坦度の経時変化

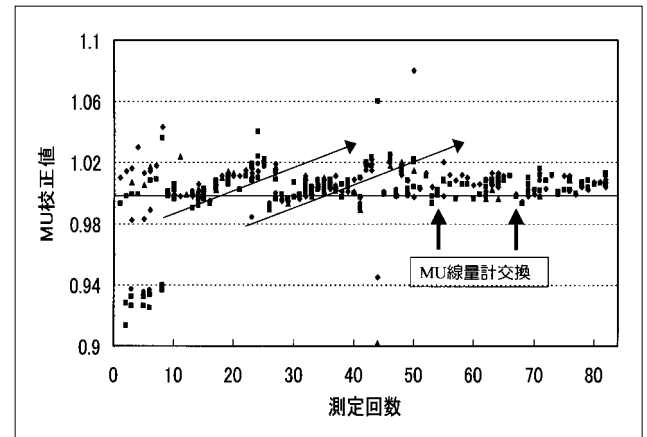


Fig. 2 モニタ線量計の経時変化

たいへん有益な情報が得られ、日々の変動をチェックし、その値が103%を超えた時点で精密な測定を行えば精密な点検頻度を少なくすることも可能である。いずれにしろ点検頻度は治療装置の安定性や測定方法の複雑さを考慮しながら決めなくてはならないことが理解できる。

次の例は毎週の点検項目にあるモニタ線量計の校正データの推移である (Fig. 2)。更新による治療装置設置時から18カ月間の校正值の変化であるが、校正值が安定せず矢印に示すように経時的な増加傾向がみられた。更新前の同一メーカーの古い治療装置と比較して安定性が悪い点が問題となったが、メーカーの定期点検や修理などでは異常はみられずモニタ線量計の特性として認めざるを得ない状況であった。点検頻度を増やしデータを逐一メーカーへ送るといった調査検討の結果、約1年後にモニタ線量計の不具合 (密閉式電離箱のエアーリーク) が判明し、モニタ線量計の交換後の校正值は安定した。このケースはモニタ線量計の故障が設置時から発生していたと予想されるが、装置の性能をよく理解して管理データを読み取ることの重要性を示した。更新前の古い治療装置とのデータの比較によりメーカーを納得させ、地道な点検が装置本来の性能を引き出すことにつながったといえる。

この修理には補足がある。管理項目にはエネルギー測定や対称性測定などもあり、これらの頻度も増やして管理を行っていた。Fig. 3にFig. 2と同時期の対称性の変化を示すが、この上段の新加速器の管理データだけでは修理の必要性は読み取れず、下段の古い装置と比較することで新しい装置の特異的な異常値が読み取れる。モニタ線量計の変動とこの対称性の変動を付き合わせた結果、線量制御系の異常があることを確信し、試しにモニタ線量計を交換することとなった。結局モニタ線量計の不良による対称性フィードバック回

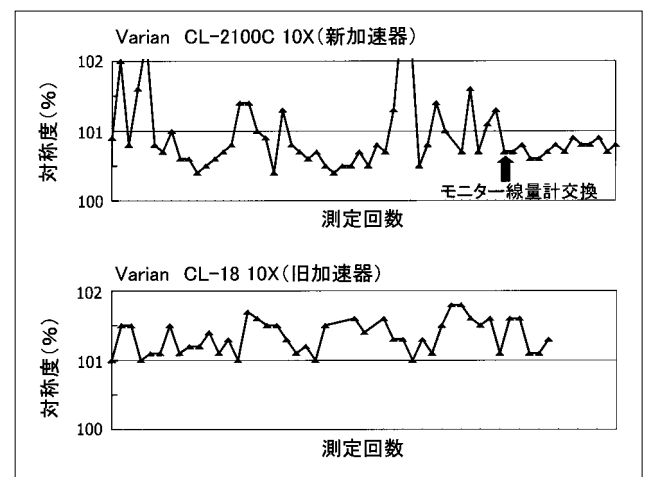


Fig. 3 新旧加速器の対称度の経時変化

路の信号系トラブルが原因であった。これはデータを読み取り解析することの重要性と難しさを示した事例である。

## 6. 治療装置保守・修理後のQA

定期的なQA以外に、治療装置の修理や保守後の点検も重要である。治療装置には加速系、真空系、制御系などさまざまな故障が発生するが、それらの故障に応じた修理、調整後のQA (Table 1) が必要である。例えばターゲット交換を行った場合、エネルギー、平坦度、MU校正、照射野などの測定を行い、修理前の正常値であることを確認しなくてはならない。このような修理は放射線治療の休止を伴うため、修理完了後すみやかに患者の治療を行いたいところであるが、必要なQAを省略してはならない。

1990年にスペインで20名以上の患者が過照射で死亡するという非常に悲惨な事故が発生した。事故となった発端は修理ミスであったが、修理後のQAを行わなかったことにも責任があった。修理後にQAを行って

Table 1 加速器修理・調整後のQA

	ステアリング	照射野	エネルギー	MU校正	平坦度
ターゲット交換	×				
電子銃交換			×		
チェンバ交換	×		×		
シンメトリ調整		×	×		
エネルギー調整	×				
RFWガイド交換		×		×	×
照射ランプ交換	×		×	×	×

: 点検必要    × : 点検不要

Table 2 放射線治療におけるマンパワーの日米比較

	コロンビア大学	信州大学	広島大学	国立札幌病院
加速器	4	2	2	3
RALS	1	1	1	1
X線, CTシミュレータ	2	2	2	2
治療計画装置	5	2	2	1
治療患者数(1日)	80	40	50	120
放射線治療医	8(6)	3(1)	4(2)	4
放射線治療技師	12	3	3	4
物理士・線量計算士	9	0	0	0
看護師・事務・ほか	38	0	2	3
計(名)	73	7	11	11

いれば、あるいは始業点検や1週間に1度のモニタ線量計の校正を行っていればこのような悲惨な事故を防げたわけで、治療装置のQAの大切さを示した。

## 7. QAの問題点

QAの問題点は大きく分けて資源、管理体制と評価レベル、質的監査の三つに集約できる。資源とはQAに必要な時間や人材、測定器材などを指し、管理体制とはQA・QCを行う組織や評価体制、QAレベルである。質的監査とは第三者の評価を受け、QA・QC活動の見直し、再評価を行うことである。

### 7-1 資源の問題

保守管理プログラムを完全に実施した場合の1年間の作業時間を推定すると、年間約12,000分となる。点検内容や測定器材に依存するが、毎日約60分をQAに費やさなくてはならない結果となる。臨床での患者への照射、治療計画だけでも忙しいなかで、さらに1時間の保守管理時間を確保することは多くの施設で大変厳しい状況であろう。週半日を保守管理の時間として確保できれば、毎日の時間的負担は大幅に減少させることが可能となる。治療装置管理者の職務の一つとしてQAがあることを組織のなかで認めてもらう努力も

必要なのではなかろうか。

人材の問題としては従事者個々の知識、技術などの問題もあるが、最も大きな問題はマンパワーである。Table 2にコロンビア大学(米国)、信州大学、広島大学、国立札幌病院の仕事量と従事者数の比較を示す。加速器1台での一日当たりの患者数は20名程度であるが、それを支えるスタッフ数では信州大学、広島大学ともにコロンビア大学の5分の1のマンパワーしかない。国立札幌病院では患者数は1.5倍あるにもかかわらずマンパワーは7分の1であり、米国と国内では放射線治療の人的資源に大きな開きがあることが理解できる。米国の放射線腫瘍学関連学会会議(ISCRO)<sup>8)</sup>では放射線腫瘍のマネジメントに関する指針が発表され、放射線治療施設の規模に応じた人材、機器などの構成が決められている。国内では時間不足、人材不足、機材不足を慢性的に持つが、このような施設基準の整備も必要であろう。

マンパワーは数的な意味だけでなく、その専門性に関する問題もある。国内では放射線技師と医師以外の従事者数はわずかであるが、国外では医学物理士や線量計算士など放射線物理や線量計算、測定のスペシャリストが存在し、線量管理や放射線治療のQAの実務と責任を担っている。また治療に携わる技師は放射線

治療専門課程を学んだ放射線治療技師で診断の技師とは区別されており、専門性と経験に大きな差が生まれる(国内の技師は勤勉であり、多くの専門性を備えている)。このように職種の役割分担や専門性なども国内の状況は改善の余地が多い。

もう一つの資源として保守点検機器、器材がある。線量測定や幾何学的測定にさまざまな線量計や器材が必要となる。また機器、器材自体のQAが必要で、電離箱の管理や校正などの必要性は論ずるまでもなく広く実施されているが、小さな問題としては定規や方眼紙の精度確認なども必要である。不十分でかつ精度管理の行われていない器材を使用して行われるQAは、その信頼性に大きな疑問を抱えることとなる。また簡便なQA測定ツールを有効に使うことで効率よくQAの実施が可能となるが、あくまでも基準値の相対的変動をモニタしているだけであるため、プログラムに従った測定法に置き換わるものではない。

## 7-2 管理体制と評価レベルの問題

QA・QCを組織的にを行い、施設内でのフィードバックループを機能させることが重要である。フィードバックループとはFig. 4に示すようにQAの計画、実施、評価、対応のサイクルを繰り返す運動のことである。計画に基づいたQAを実施し、その結果を慎重に評価する。管理限界(許容範囲)を超えた場合はその対応策を考え問題点を修正する。実施から対応までの過程を評価してQAプログラムを修正して新たなQAサイクルを始めることが必要である。これらのループは少数の実務者で行うのではなく、管理責任者や第三者を含めた組織として行うことが理想である。

また、評価レベルが現状に対応していることが問題となる。AAPM Report 13<sup>2)</sup>での不確定度は約20年前の治療レベルでの評価である。当時の加速器と現在のそれとは幾何学的にも線量的にも格段の進歩がある。また放射線治療技術も三次元照射や強度変調放射線治療など、より精度が要求される場合が増えてきた。これに伴い、管理基準の見直しや、multileaf collimatorやelectronic portal imaging deviceなどの新たな機器に対する管理項目の追加が必要となっている。

## 7-3 質的監査

治療装置のQAは現在のところ各施設の自主的な管理に任せられ、外部に対して公開されることはない。しかし測定方法や管理手順に誤りはないか、点検項目や頻度が適切なのか、人材や機材が適切なのかなど、第三者が評価して意見を述べてくれるような質的監査が必要である。施設内のフィードバックループが機能していてもそれは限られたメンバーによる自助努力に基

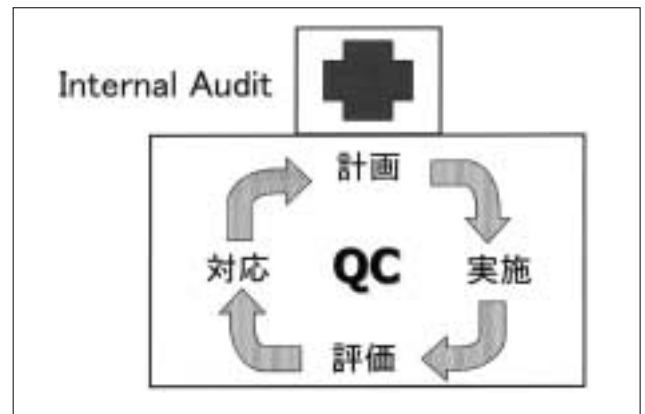


Fig. 4 QCのフィードバックループ

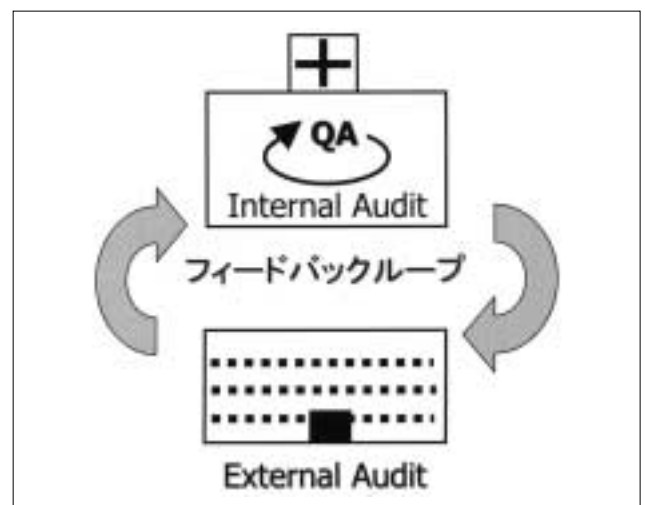


Fig. 5 外部監査によるフィードバックループ

づいた自己評価であるため、その施設の都合に合わせた甘い基準となりやすい。米国の病院認定合同委員会 (Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations: JCAHO)のような外部機関によるExternal Audit (Fig. 5)を行い、国内(国際)水準からみた客観的な第三者の監査・評価を取り入れて質の改善を行うことは、ボトムアップには欠かせないことである。

1996年に日本放射線技術学会調査研究班(川越班)<sup>9)</sup>が1府5県、50施設の治療線量の実態調査を行った。また近年では、2002年に厚生労働省の21世紀型医療開拓推進研究事業がん研究分野(21世紀型メディカルフロンティア事業)の一環として出力線量の調査をガラス線量計の郵送により行っている。しかしこれらは現状調査あるいはパイロットスタディーであり、継続した事業ではない点が残念である。1995年に(財)日本医療機能評価機構が設立され、現在この評価機構の認定の有無が診療報酬の施設基準となっており、国内のゴールド・スタンダードとなりつつある。このような組織が放射線治療分野における質的評価を行うことが理

想であるが、全国的な監査体制の確立は時間のかかることであり見通しは明るくない。現時点では地域内での相互調査(同僚評価)が必要であり、複数の施設をまとめた地域ブロック内で、(1)測定方法の正確さ・妥当性、(2)実施状況と記録、(3)点検項目・頻度、(4)器材・人材、(5)QAフィードバックループの5項目について相互に調査し合い、また人材・器材の不足した部分を地域内で支援し合う体制が必要である。現実的にはこのようなグループが質的監査の役割を担えるであろう。

## 8. まとめ

QAの確立のためには、各施設で実施可能なプランを作成し継続したフィードバックループを機能させることが重要であり、そのために測定器や時間、人材といった資源の充実をはかり、組織としてQAに取り組

む必要がある。また効率的な手段と計画、臨床からの要求や装置の進歩に伴い、保守管理プログラムの見直しを定期的に行わなくてはならない。また過去に遡った再評価が可能となる記録と保管、測定器自体のQA、修理後のQAも忘れてはならない。コンセンサスの取れた統一した試験法の採用と、第三者による監査機構による外部評価は線量の統一や治療装置の質の向上に寄与すると期待される。

最終的には多施設間での放射線治療評価が行え、また地域差や施設間差のない安全で質の高い医療を国民に提供することを目標としてQA・QCを考えることが、その確立につながるであろう。またQA・QCを全体的質管理(total quality management)や継続的質改善(continuous quality improvement)へと発展させることも今後の課題である。

## 参考文献

- 1) International Commission on Radiation Units and Measurements( ICRU ) ICRU Report 29 - Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. ICRU, Washington D.C.( 1976 )
- 2) American Association of Physicists in Medicine( AAPM ) AAPM Report 13 - Physical aspects of quality assurance in radiation therapy. American Institute of Physics, New York, ( 1984 )
- 3) 木村千明: 放射線治療における不確定度 5% への挑戦. 日放技学誌, 48( 1 ), 34-53, ( 1992 ).
- 4) International Electrotechnical Commission( IEC ) Medical electron accelerators-functional performance characteristics. IEC, Geneva( 1989 )
- 5) International Electrotechnical Commission( IEC ) Medical electron accelerators in the range of 1-50MeV-guidelines for functional performance characteristics. IEC, Geneva( 1989 )
- 6) International Electrotechnical Commission( IEC ) Safety of medical electrical equipment, Part 2: particular requirements for medical electron accelerators in the range of 1-50MeV. IEC, Geneva( 1990 )
- 7) World Health Organization( WHO ) Quality assurance in radiotherapy. WHO, Geneva( 1988 )
- 8) European Society for Therapeutic Radiology and Oncology ( ESTRO ) Recommendations for a quality assurance program in external radiotherapy. Phys for Clin Radiother.( 1995 )
- 9) American College of Radiology( ACR ) Standard for radiation oncology physics for external beam therapy. ACR, Reston, ( 1998 )
- 10) American Association of Physicists in Medicine( AAPM ) AAPM Report 46- Comprehensive QA for radiation oncology. Med Phys, 21( 4 ) 581-618( 1994 )
- 11) 日本放射線腫瘍学会( JASTRO ): 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, 東京, ( 1992 ).
- 12) 日本放射線技術学会専門委員会放射線技術品質保証班編: 放射線医療技術学叢書( 1 )放射線技術QCプログラム. 日放技学会, 京都, ( 1992 )
- 13) 日本工業標準調査会審議: 日本工業規格医用電子加速装置 - 性能特性. 日本規格協会, 東京, ( 2001 ).
- 14) American Association of Physicists in Medicine( AAPM ) AAPM Report 72- Basic applications of Multileaf collimators. Med Phys, Publishing, Madison( WI )( 2001 )
- 15) 日本放射線技術学会放射線治療分科会編: 放射線医療技術学叢書( 16 )- 放射線治療技術マニュアル. 日放技学会, 京都, ( 1998 ).
- 16) 日本放射線腫瘍学会QA委員会: 外部放射線治療における Quality Assurance( QA )システムガイドライン. 日放腫会誌, 東京, ( 2000 ).
- 17) 日本放射線技術学会放射線治療分科会編: 放射線医療技術学叢書( 22 )- 外部放射線治療における保守管理マニュアル. 日放技学会, 京都, ( 2003 )
- 18) Inter-Society Council for Radiation Oncology( ISCRO ) Radiation Oncology in integrated cancer management. ISCRO, ( 1992 )
- 19) 日本放射線技術学会治療装置の実態調査班: 治療線量の実態調査( 高エネルギーX線測定 ). 日放技学誌, 54( 11 ), 1322-1355, ( 1998 ).

### 3. 放射線治療計画装置(Radiation Treatment Planning Systems)のQuality AssuranceとQuality Control

館岡邦彦

札幌医科大学医学部附属病院放射線部

#### はじめに

放射線治療計画は、腫瘍に対し最適な線量を照射し、腫瘍周辺の正常組織に対する被曝を最小にするために放射線ビームの方向、形状および数などを決定することで行われる。

患者体位決定と固定、治療計画画像の収集、標的容積と決定臓器の抽出、照射法の決定、線量計算および線量分布検証を経てようやく照射が行われる(Table 1)。しかし、この治療計画の各過程において潜在的な不確定度が存在し、最終的な品質特性(結果)に累積的な影響を及ぼすことはいうまでもない<sup>1-3)</sup>。さらに、今日多くの施設で治療計画は三次元放射線治療計画装置(radiation treatment planning systems, 以下RTPs)が用いられる。したがって、RTPsの品質保証(quality assurance, 以下QA)は極めて重要である。

また、潜在的な不確定度を認識し、治療計画を通じての明確なQAプログラムの構築が急務と思われるが、本邦では各過程で不確定度を発生させる因子に関する報告も少ない。今回の報告はRTPsにおける不確定度の発生因子に重点をおいて検討する。

#### 1. 放射線治療計画のQA

時系列的な一連の放射線治療計画を経て実際の治療が開始可能となる。この過程に対するQAは線量計算に直接的影響を与えるかどうかでdose calculation commissioning<sup>2)</sup>とnondosimetric commissioning<sup>2, 4)</sup>に大別される。

##### 1-1 nondosimetric commissioning

nondosimetric commissioningは個々の患者体位の決定(固定)から治療行為に至るまでの不確定度の認識と誤差レベルの許容値を定量化することにある。近年、コンピュータ技術の進歩に伴いRTPs、関連機器(computed tomography(以下、CT)シミュレータなど)および、それらの付属ソフトウェアなども急速な発展を示している。したがって、このような状況ではソフトウェアの導入・更新、入出力機器の誤差ないしは精度、CT装置の更新および各種データファイルの変更・登録などが不確定度の発生因子になり得る。

第一に放射線治療の起点となる患者体位の決定と固定である。時系列には治療計画時、実際の照射、さらに治療継続期間内での一致と再現性の維持が位置精度の点で求められる。さらに、固定具の存在自体はモニ

タ単位計算に影響を与えるのみならず、以下に述べるように画像情報に影響を与える。つまり主体的な患者体位の決定と固定、引き続き画像収集(CT画像取得など)、そして実際の照射という三つの異なった場でこれらの相違が存在する。この位置精度にかかわる誤差は系統誤差(systematic error)と確率誤差(random error)の2者である<sup>5)</sup>。

第二に画像情報収集である。従来の多くの画像情報は二次元のX線画像であった。X線シミュレーションを用い撮影され、腫瘍や決定臓器などの解剖学的情報取得(決定)は他の画像情報を参照しながらのオフライン作業であり、客観性を欠いたプロセスとなる傾向を常に内在していた。しかし、今日は治療計画CTの普及が進み三次元画像の利用が容易になった。さらに、magnetic resonance(MR)、positron emission tomography(PET)、single photon emission tomography(SPECT)とultrasound(US)などの解剖・生理学的(機能的)な画像情報の利用も進んでいる。しかし、複数の画像の利用は治療計画を通じての全不確定度を増す因子となるのであって、画像収集段階での各モダリティの持つ不確定度を評価することが不可欠である。

一般的に画像情報の持つ不確定度は、RTPsへの転送時およびRTPs上における画像認識時にも発生する<sup>2, 6, 7)</sup>。三次元的性質を有するもののCT、MRIを含めほとんどの画像は二次元画像情報が基本である。各モダリティ画像は任意座標に対する8bits(12bits)データとピクセルサイズ、スライス厚および相対座標などのヘッダ情報がコーディングされている。これらの画像情報がRTPに転送された場合、特にヘッダ情報の欠損が大きな系統誤差となる。

また、RTPs上での基本画像はCT画像が用いられる。これは幾何学的な位置情報の正確性およびCT値と体内電子密度の相関性より線量計算が容易であるからである。またCT画像以外の画像情報はオンラインであっても重ねあわせ用として腫瘍、決定臓器の確定に使用されるのが一般的であろう。解剖学的な構造の抽出・決定は、一連の二次元画像に基づき自動もしくは手動で作成されるが、各モダリティで画像認識能の差などの問題が残る。繰り返しになるがCT画像は位置情報に優れているが、高原子番号物質によるアーチファクトによるCT値の増加と画像の歪みがある。またMR画像は組織分解能に優れているがケミカルシフトによる画像の歪み、他のモダリティは機能画像であ

Table 1 The Clinical Treatment Planning Process<sup>2)</sup>

1. Patient Positioning and Immobilization
• Establish patient reference marks/patient coordinate system.
2. Image Acquisition and Input
• Acquire and input CT, MR, and other imaging information into the planning system.
3. Anatomy Definition
• Define and display contours and surfaces for normal and critical structures.
• Geometrically register all input data( CT, MR ), including registration with initial simulation contours, films, patient position, etc.
• Define target contours, generate 3-D target surface using surface expansion, import target information from multiple imaging modalities.
• Generate electron density representation from CT or from assigned bulk density information.
4. Beam/Source Technique
• Determine beam or source arrangements.
• Generate beam's-eye-view displays.
• Design field shape( blocks, MLC ).
• Determine beam modifiers ~ compensators, wedges!
• Determine beam or source weighting.
5. Dose Calculations
• Select dose calculation algorithm and methodology, calculation grid and window, etc.
• Perform dose calculations.
• Set relative and absolute dose normalizations.
• Input the dose prescription.
6. Plan Evaluation
• Generate 2-D and 3-D dose displays.
• Perform visual comparisons.
• Use DVH analysis.
• Calculate NTCP/TCP values, and analyze.
• Use automated optimization tools.
7. Plan Implementation
• Align( register )the real patient with the plan( often performed at a plan verification simulation ).
• Calculate Monitor Units or implant duration.
• Generate hardcopy output.
• Transfer plan into record and verify system.
• Transfer plan to treatment machine.
8. Plan Review
• Perform overall review of all aspects of plan before implementation.

るが低画像認識能に問題があろう。画像収集に関するQAは解剖学的な位置情報および線量分布計算に不可欠な電子密度情報の2者をいかに正確に収集できたかを把握することである。Table 2, 3にQA項目を示す。

第三は加速器ビームのビームモデリングに対するQAである。Table 4にビームモデリングのパラメータを示す。これらのパラメータは加速器の動作条件および動作限界と同一でなくてはならない。例えば、任意の加速器におけるエネルギー、ガントリー、コリメータの動作条件や可動範囲、移動精度、さらには楔フィルターの方向等などが挙げられる。特に、照射野形状の作成はコリメータと単一ブロックや、multileaf collimator( MLC )で形成される。したがって、これらの使用の際は加速器とRTPsで形成される照射野形状に

対しての照合 - 検証が必要となる。さらに、現在のRTPsはビームズアイビュー上で三次元的に投影された腫瘍などの形状に対してMLCを自動作成する機能が付加されており、MLC照射野の形成アルゴリズムの検証も必要となる。一方で上記の各ビームパラメータがビームモデリングに対していかなる影響を及ぼすかの理解が必要である。例として、Fig. 1に当院で使用している3D-RTP( FOCUS, CMS社製 )の実効コリメータ距離の変化に対する等線量曲線および線量プロファイルを示す( 解析プログラムはMicrosoft Visual C++を用いて作成した )。ビームモデリングの際は各ビームパラメータの影響を十分理解したうえで加速器ビームを作成し登録( 保存 )する必要がある。

第四はプランの評価および実行に対するQAであ

Table 2 Anatomical Tests<sup>2)</sup>

Topic	Tests
Structure attributes	Verify type( e.g., external surface, internal structure, inhomogeneity )and capabilities that are dependent on that type.
Relative electron density definition	Verify that correct definition for relative electron density( r.e. density )is used: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Assigned bulk density which sets specified r.e. density everywhere inside structure.</li> <li>• R.e. densities derived from CT number</li> </ul>
Display characteristics	Check color, type of rendering, and type of contours to be drawn when displaying structure.
Auto-segmentation parameters	Check parameters for autocontouring and other types of autostructure definition for each structure.
Structure created from contours	Resolve issues such as: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Can non-axial contours be used?</li> <li>• Is number of contour points limited?</li> <li>• What is the response to sharp corners in contours?</li> <li>• What happens with missing contours?</li> <li>• Is regular spacing required between contours?</li> <li>• Does algorithm handle bifurcated structures?</li> </ul>
Structure constructed by expansion or contraction from another structure	Resolve issues such as: <ul style="list-style-type: none"> <li>• What are the limits of the expansion algorithm?</li> <li>• 2-D or 3-D expansion? If 3-D, verification must be performed in 3-D. If 2-D, 3-D implications should be understood.</li> <li>• Verify algorithm with complex surfaces ~ e.g., sharp point, square corners, convexities, etc. )</li> <li>• Check bookkeeping issues ~ e.g., is expansion updated upon change of source structure? ).</li> <li>• Test should include same tests as for creation of</li> </ul>
Structure constructed from non-axial contours	structures from axial contours but should be performed separately for all contour orientations. <ul style="list-style-type: none"> <li>• Verify bookkeeping for source of structure definition.</li> </ul>
“Capping” ( how end of structure is based on contours )	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verify that all methods of capping are performed correctly and 3-D implications are understood.</li> <li>• Document default capping for different structures.</li> <li>• Establish clinical protocols for each 3-D anatomical structure.</li> </ul>
Structure definition	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Verify basic surface generation functionality using simple contours.</li> <li>• Run test case( s )for situations in which the exact formulation of the surface mesh has been calculated by hand.</li> <li>• Verify surface generation functionality for extreme cases( e.g., sharply pointed contours, unclosed contours ). Tests will depend on algorithm.</li> </ul>

る。現在，評価関数としてdose volume histogram ( DVH )，normal tissue complication probability ( NTCP ) tumor control probability( TCP )などがあるが，主にDVHを用いる場合が多い。DVHを用いての評価の際，腫瘍および重要臓器容積の決定は上記の二次元のモダリティ画像(主にCT画像)から外輪郭を人為的判断で抽出することで行われている。しかし，医師の診断能力，画像認識能，スライス厚，マトリクスサイズなどにより容積の不確定度が指摘されている<sup>7, 8)</sup>。したがって，これらの不確定度についても検証する必要がある( Table 5 )。

実際の治療はRTPsで決定された治療パラメータ(治療位置，照射野の開度，MLC開度，ブロック情報や設定MUなどを加速器などに入力し行われる。従来は手入力で行われていたが，現在は加速器に付随するR/V( record/verify )システムを用いてオンラインで容

易な転送が可能となっている。しかし，転送前のRTPsと転送後の治療パラメータが同一であることを確認する必要がある( Table 6 )。この検証は，一般的には実際の治療パラメータではなく，臨床上の想定される仮想モデルの治療パラメータを転送し確認する。

## 1-2 dose calculation commissioning

RTPsを用いての線量計算の検証は，臨床で発生するさまざまな状況に対応可能であることが望まれる。現状の検証方法<sup>9, 10)</sup>は二次元における線量検証が多く行われている。しかし，現在広く利用されている3D-RTPsと整合性を十二分に有しているわけではない。さらに，線量計算コミッショニングについての詳細は明らかにされていない。

線量計算コミッショニングは，使用する線量計算アルゴリズムに対して加速器の各線質の実測値を基本に



Table 3 Contour Tests<sup>2)</sup>

Topic	Tests
Manual contour acquisition	<ul style="list-style-type: none"> <li>Define standard procedures for contour acquisition.</li> <li>Check and document separation and SSDs to AP and lateral reference points for check of integrity of digitization.</li> <li>Check laser alignment marks.</li> </ul>
Digitization process ( hardware & software )	<ul style="list-style-type: none"> <li>Digitize standard contours weekly or use other process-related checks to check geometric accuracy.</li> <li>Verify the geometric accuracy of the digitizer over the entire surface of the digitizer.</li> </ul>
Contouring on 2-D images	<p>Verify:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>The accuracy of the contour display with respect to the image display.</li> <li>The 3-D location of the contour in the coordinate system( s )in which the planning system calculates dose.</li> <li>The response of the contouring algorithm to extreme situations ( e.g., too many points entered, looped contour, .1 distinct closed contours created ).</li> <li>The identification of each contour and its associated 3-D structure.</li> </ul> <p>Tests may include:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Contouring structures on a scanned phantom and comparing contours to the known dimensions of the phantom 's structures.</li> <li>Contouring structures on a grayscale phantom constructed in software. This eliminates any image acquisition and pixel averaging errors.</li> <li>A subset of tests should be performed for each type of image, and for each slice orientation ( sagittal, coronal, axial, oblique ), since the contouring features and/or use of the contours may not be independent of these parameters.</li> </ul>
Autotracking contours	<ul style="list-style-type: none"> <li>Verify proper response of the tracking algorithm for various situations ( e.g., different grayscale gradients, different image types, markers, contrast, image artifacts ).</li> <li>Tests may involve scanned phantoms or simulated grayscale phantoms as described above. Partial volume effects probably are most easily sorted out using images which model the effects of slice thickness changes on the grayscale values.</li> </ul>
Bifurcated structures	<p>Resolve issues such as:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Can the system maintain more than one contour per slice for a particular structure?</li> <li>Does it form the 3-D structure correctly? Check 3-D surfaces visually and check DVHs.</li> </ul>
Contours on projection images( DRRs, BEVs )	<ul style="list-style-type: none"> <li>Check that points defined on projection images define lines through the 3-D data.</li> <li>Check that contours drawn on projection images are projected correctly when viewed in full 3-D displays.</li> <li>Check intersection of such contours with various axial, sagittal, and coronal slices.</li> </ul>
Contours on CT scannograms	Same tests as for projection images.
Extracting contours from surface	<p>Determine the general limitations and functionality of the implementation:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Can contours be cut onto a slice of arbitrary orientation?</li> <li>Are enough points used to accurately define the contour?</li> <li>Does an extracted contour overwrite the original drawn contour?</li> <li>What happens for complex structures which result in multiple independent contours on a single slice?</li> </ul>

物理現象を再現するビームモデリングと任意モデルを用いたRTPsの計算値と実測値との比較検証，分析および評価である．しかし，一方で基準となる実測値も不確定度を含み，これがビームモデリングと線量検証精度を左右する因子となる．したがって，実測値を得るための測定方法，測定機器，電離箱やコンピュータ制御された三次元水ファントム( computer-controlled water phantom system : WPS )などのQAは特に重要となる．現時点での主なQA項目<sup>2)</sup>としては

input data checks  
RTPsに入力したデータが正確に再現されるかどうかの検証  
algorithm verification  
線量計算に用いるアルゴリズムの計算精度の検証 ( 放射線の物理現象を正確に表現しているか，または実測値と一致しているかではない ) . アルゴリズムの計算精度( 限界内 )で正確に計算されているかを検証する．したがって，使用するアルゴリズムに対する詳細

Table 4 Beam Parameters<sup>2)</sup>

Beam Description
• machine
• modality
• energy
Beam Geometry
• isocenter location and table position
• gantry angle
• table angle
• collimator angle
Field Definition
• source-collimator distance
• source-tray distance
• source-MLC distance
• collimator settings( symmetric or asymmetric )
• aperture definition, block shape, MLC settings
• electron applicators
• skin collimation
Wedges
• name
• type( physical, dynamic, auto )
• angle
• field size limitations
• orientations
• accessory limitations( blocks, MLC, etc. )
Beam Modifiers
• photon compensators
• photon and/or electron bolus
• various types of intensity modulation
Normalizations
• beam weight or dose at beam normalization point
• plan normalization

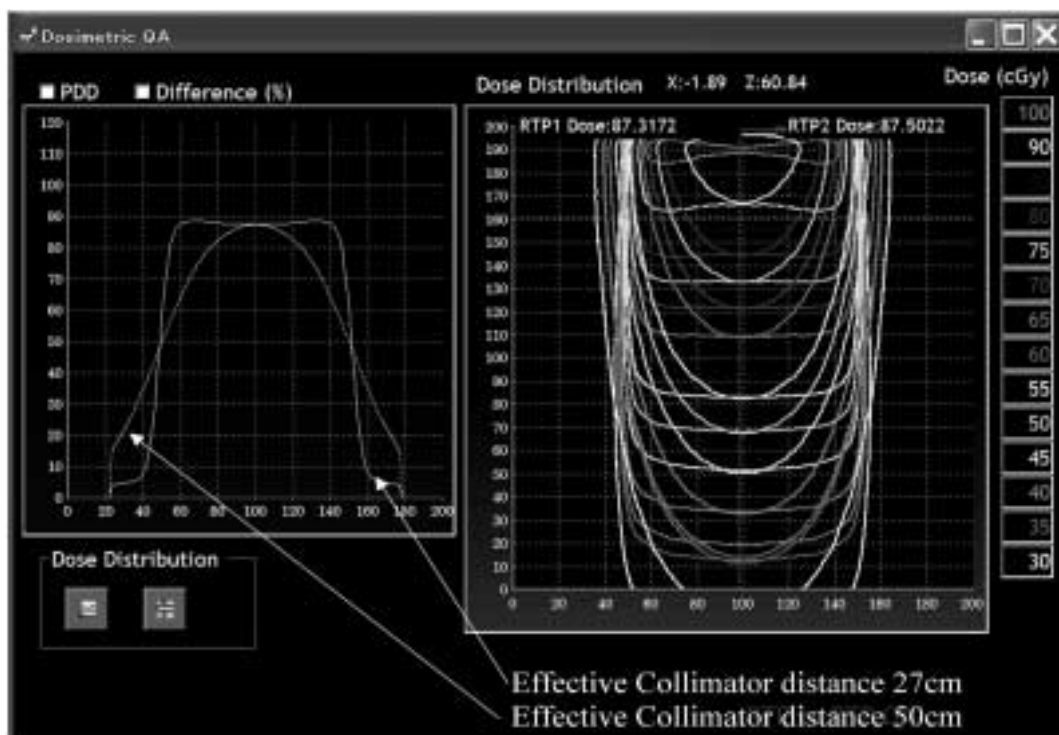


Fig. 1 Dose distributions and profiles at 4MV in the 10 cm×10 cm field for two effective collimator distances( 27 cm and 50 cm )of RTPs. RTPs is FOCUS( 3D treatment planning systems )

Table 5 DVH Tests<sup>2)</sup>

Topic	Tests
Volume region of interest ( VROI )identification	Test creation of the voxel VROI description used to create DVHs against structure description.
Structure identification	Test Boolean combinations of objects( VROI and DVH of Normal Tissue-Target ), and how voxels which belong to multiple structures are handled.
Voxel dose interpolation	Verify accuracy of dose interpolated into each voxel.
Structure volume	Test accuracy of volume determination with irregularly shaped objects, since regular shapes ( particularly rectangular objects )can be subject to numerous grid-based artifacts.
Histogram bins and limits	Verify that appropriate histogram bins and limits are used.
DVH calculation	Test DVH calculation algorithm with known dose distributions.
DVH types	Verify that standard( direct ), differential, and cumulative histograms <sup>67</sup> are all calculated and displayed correctly.
DVH plotting and output	Test DVH plotting and output using known dose distributions.
Plan and DVH normalization	Verify relationship of plan normalization( dose )values to DVH results.
Dose and VROI grid effects	Review and understand relationship of dose and VROI grids.
Use of DVHs from different cases	Test correct use of DVHs from different cases with different DVH bin sizes, dose grids, etc.

Table 6 Data Transfer Issues<sup>2)</sup>

Plan information transfer by hand into a paper chart or record/verify system is prone to significant transcription error rates.

Blocks and compensators are made using information from the planning system. The physical blocks and compensators should be verified for correct size, shape, and placement in the treatment field. Verification should be performed for simple and complex shapes of modifiers associated with orthogonal and oblique fields.

MLC shape information is often transferred to( or from )the treatment machine from the planning system. This is clearly a critical quality assurance issue, and must be carefully verified and routinely checked.

Several QA considerations for automatic transfer of the complete set of plan information from the RTP system to the treatment machine or to its record/verify system have been discussed in detail in recent papers on a Computer-Controlled Radiotherapy System.

な知識が必要である .

calculation verification

線量検証は任意の許容値内( アルゴリズム計算精度内およびビームモデリングの限界内 )におけるRTPsにおける線量と実測値との比較検証である .

applicability and limits of dose calculation algorithm

アルゴリズムの適応限界の検証 . 例えば , convolution( superposition )アルゴリズムは電子の多重散乱を考慮していないため , 異なる不均質物質の境界領域において不確定度が含まれる . また , 側方向の散乱線は superpositionのみが対応している . したがって治療部位に不均質物質を多く含む治療計画では , 用いるアルゴリズムはsuperpositionが適しているといえる .

dose verification over the range of clinical usage

アルゴリズムの計算精度の検証と類似するが , 特に現在の加速器および放射線治療計画装置は三次元的な不均質補正が必要な照射 , 複雑な不整形照射野および

intensity modulated radiotherapy( IMRT )などの治療も対応可能となっている . しかし , 複雑な照射技法を用いた際の線量評価は , 従来の計算法の応用となるために個々の不確定度が累積評価される . したがって , 臨床応用の前に症例ごとの測定を含め線量検証が不可欠となる .

などである . 具体的な事項を以下に示す .

#### 1-2-1 measurement of self-consistent data set

RTPsのビームモデリングに使用する実測値は任意の照射野サイズにおける深部線量 , ビームプロファイル , 出力係数 , くさび係数およびトレイ係数などである . 前述したように実測値には使用する機器 , 検出器および方法などにより不確定度が含まれる . この不確定度は加速器に普遍的に存在する線量変動内である必要がある . 現在 , これらの測定はWPSが使用されるが , その機械的な動作精度や測定に用いる検出器( 電離箱 , 半導体検出器など )の実効感度領域および特性

により、得られる実測値が異なる．特に注意が必要なのはWPSに付随するデータのスムージング機能であり、線量特性を変化させる場合がある．

例として、Farmer型電離箱、RK電離箱および半導体検出器で得られたビームプロファイルと深部量百分率をFig. 2に示す．各検出器の有効感度領域の大きさにより、Farmer型電離箱、RK電離箱および半導体検出器の順に半影領域が小さくなっている．一方、深部量百分率ではすべてほぼ一致している．問題点はビームモデリングで用いる実測値は普遍的なもので実効感度領域のほぼ平均値であるが、RTPsでの計算値の算出は任意点(ピクセルの重心位置)で行われることである．したがって、現状でのビームモデリングは実効感度領域の小さい検出器での測定が必要と思われる．

#### 1-2-2 data input into RTP system

RTPsのビームモデリングは使用するアルゴリズムに必要な実測値や加速器の幾何学位置配置(線源コリメータ距離、線源MLC距離など)などをRTPsへ入力する必要がある．WPSの実測値は付属ソフトウェアによりオンラインで転送することが可能であるが、他のデータは手入力となる．基本的に、これらのデータは線量計算に影響を与えるため、画像転送と同様に入力・転送でデータの変更がないことを確認する必要がある．ただし、使用するアルゴリズムにおいては必要とする1-2-1で示した実測値が異なる．さらに、実測値を用いて必要なデータを自動作成する場合があることに注意が必要である．

例えば、当院で使用している3D-RTP( FOCUS )のconvolution( /superposition )アルゴリズムで必要とされる実測値は深部量百分率、軸外線量比、対角線軸外線量比および出力係数などであるが、これらのアルゴリズムは数式化された物理モデルが基本であるため実測値は直接線量計算に用いず、ビームモデリングにおける検証に用いられる．しかし、深部量百分率は加速器ヘッドからの混入電子の生成、対角線軸外線量比は軸外線量強度補正に使用している<sup>11)</sup>．

したがって、RTPsへは検証された適切なデータを入力することはいうまでもないが、使用目的も確認する必要がある．

#### 1-2-3 dose calculation algorithm parameter determination

ビームモデリングには上記(1-2-2)の実測値などのほかに使用するアルゴリズムに特有のパラメータが必要となる．これらパラメータは使用するアルゴリズムの物理モデルが未対応な状況を補正する目的で用いられる．例えば、FOCUSにおけるconvolution( superposition )アルゴリズムの要求するものには入射光子のエネルギースペクトル、上部(下部)コリメータと

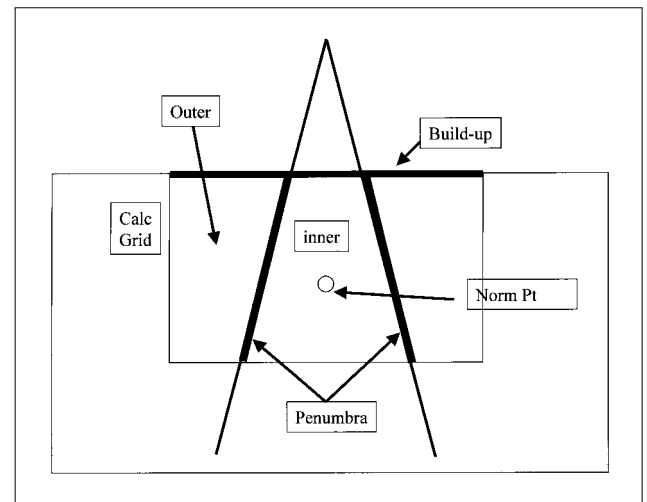


Fig.2 Regions for photon dose calculation agreement analysis<sup>2)</sup>

- The inner beam( central high-dose portion of the beam )
- The penumbral region( 0.5 cm inside and outside each beam/block edge )
- The outside region( outside the penumbra )
- The buildup region( from the surface to  $d_{max}$ , both inside and outside the beam )
- The central axis
- Absolute dose at the beam normalization point

MLCの線量透過係数などがある．また、有限のターゲットをモデル化し半影領域を決定するための入射光子の強度分布( focal and extra-focal radiation )はガウス分布を基本に上部(下部)コリメータおよびMLCシグマを設定する<sup>11)</sup>．パラメータ決定は実測値(深部量百分率と軸外線量比)に計算値を合わせ込む方法がとられている．しかし、すべての照射野サイズに対し最適値を決定することは困難である．現状では数種類の大きさの照射野サイズで各パラメータを設定する必要がある．

#### 1-2-4 methods for dosimetric comparison and verification

ビームモデリングされた各ビームは臨床使用が可能となるが、先に述べたように臨床で発生するさまざまな状況に対応する必要がある．したがって、これらの状況を想定したモデルを作成し線量検証が必要である．

現状の線量検証は固体ファントムを用いRTPsにおいて画像情報収集、ビームの設定および線量計算を行う．同様に同じ幾何学的な配置で実測値を得て両者の比較検証を行う．一般的に二次元線量分布(ビームプロファイル、深部線量および等線量曲線)の比較である<sup>9, 10)</sup>．

しかしながら、Fraass<sup>2)</sup>らは3D線量分布の検証にはTable 7に示す検証が必要であると報告している．さら

Table 7 Data Comparison Methods<sup>2)</sup>

Comparison	Reasons
1-D line comparisons	Comparison of depth doses and beam profiles provides a basic check related directly to the measured data.
FDD and TPR tables of differences	Tables of the differences between calculated and measured FDD( fractional depth dose ) or TPR( tissue phantom ratio ) values as a function of field size and depth are useful for analyzing overall data agreement. Statistics calculated using the difference table are also useful.
2-D isodose lines	In addition to isodose curves overlaid on axial planes, overlays on sagittal and coronal planes and 3-D axonometric displays are useful for 3-D dose comparisons.
Colorwash dose displays	Colorwash display can aid in visualizing dose differences between calculations and measurements. Some systems allow interactive colorwash display of dose ranges on planar or axonometric displays.
Dose difference displays	Graphical display of dose difference distributions in 1, 2, or 3 dimensions, generated by subtracting measured and calculated dose distributions, can be useful for highlighting small differences in the distributions.
DVH analysis	Results of the dose comparison throughout the 3-D volume of interest can be summarized by making a histogram( DVH in 3-D ) of the dose difference distribution.
Distance maps	A distance map showing the distance between particular isodose lines in the measured and calculated distributions is particularly useful in high gradient regions.

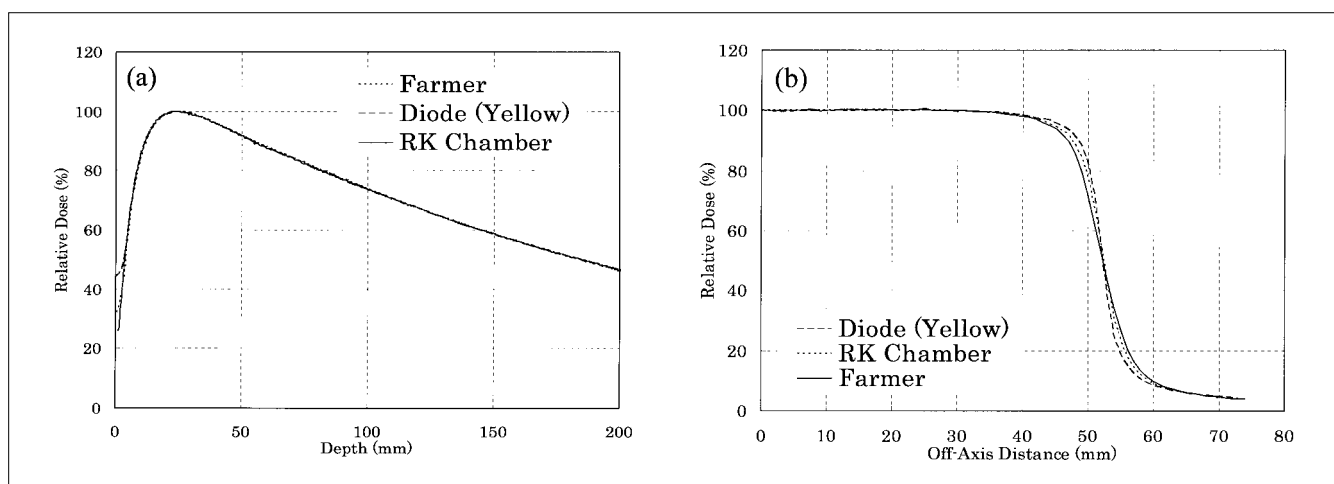


Fig. 3 Percent depth dose (a) and Dose profile (b) at 4 MV in the 10 cm×10 cm field, measured with Farmer chamber, silicon diode, and RK chamber.

a | b

に、van Dyk<sup>6)</sup>らは線量検証を任意の領域に分割する方法が解析の際に有用であると報告している (Fig. 3)。例として、任意照射野サイズごとに照射野の内外、半影領域、ビルドアップ領域などに分割し、各領域で計算値と実測値の許容される相違を示す (Table 8)。

現在RTPsはこれらの解析に対応しないので、当院での独自開発したソフトウェアを用いて線量解析を行った (開発言語はMicrosoft Visual C++で、FOCUSの各計算ピクセルにおける計算値とWPSおよびフィルムの実測値を解析することが可能である)。結果をFig. 4に示す。

#### 1-2-5 absolute dose output and plan normalization 線量検証には上記のほかに線量基準点における絶対

線量の検証がある。RTPsにおける絶対線量は設定した基準点で標準化され、加速器のモニタ単位に計算される。

一般的にRTPsで計算されたモニタ単位を使用して治療が行われるが、Alamら<sup>12)</sup>は二つのRTPsを用いた通常の放射線治療における出力の平均線量の偏差は1%以内であったが、おのもののRTPsにおける最大偏差が19%と11%であると報告している。RTPsで計算されるモニタ単位にも不確定度が含まれ検証が必要である<sup>2, 12, 13)</sup>。モニタ単位検証はRTPsと独立したモニタ単位計算で両者のモニタ単位の相違がないことを確認するか、RTPsで計算されたモニタ単位を用い固体ファントムなどに照射し得られた実測値と絶対線量と

Table 8 Suggested Format for Acceptability Criteria for External Beam Dose Calculations, with Example Criteria<sup>†</sup> (The criteria shown are based on the collective expectations of the members of the task group and are not to be used as goals or requirements for any particular situation. <sup>‡</sup>)

Situation	Abs. Dose @normpt (%)**	Central Axis (%)	Inner Beam (%)	Penumbra (mm)	Outer Beam (%)	Buildup Region (%)
Homogeneous phantoms:						
Square fields	0.5	1	1.5	2	2	20
Rectangular fields	0.5	1.5	2	2	2	20
Asymmetric fields	1	2	3	2	3	20
Blocked fields	1	2	3	2	5	50
MLC-shaped fields	1	2	3	3	5	20
Wedge fields	2	2	5	3	5	50
External surface variations	0.5	1	3	2	5	20
SSD variations	1	1	1.5	2	2	40
Inhomogeneous phantoms***:						
Slab inhomogeneities	3	3	5	5	5	—
3-D inhomogeneities	5	5	7	7	7	—

<sup>†</sup>Percentages are quoted as a percent of the central ray normalization dose. The criteria shown as examples in the table are based on the collective expectations of the members of the task group and are not to be used as goals or requirements for any particular situation.

<sup>\*\*</sup>Absolute dose values for the dose at the beam normalization point are relative to a standard beam calibration point. They do not include all the uncertainties associated with determining the absolute dose under standard calibration conditions.

<sup>\*\*\*</sup>Excluding regions of electronic disequilibrium.

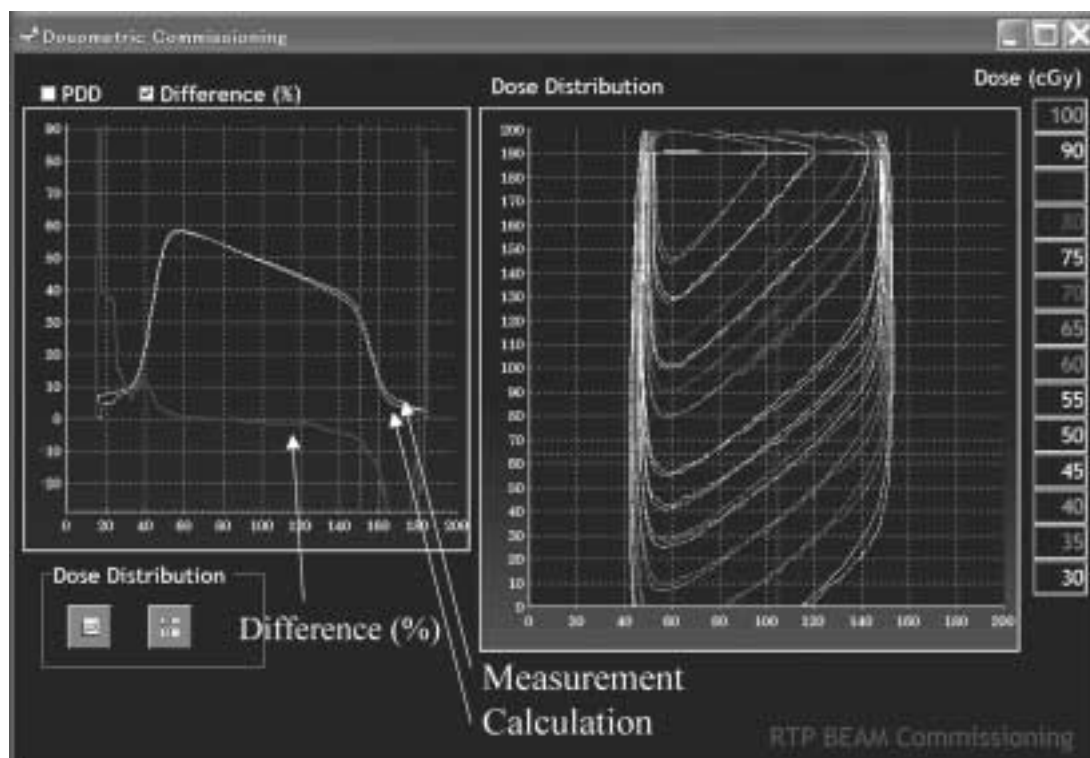


Fig. 4 Dose distributions, profiles and differences at 4 MV in the 10 cm×10 cm wedge field of RTPs and WPS. RTPs is FOCUS<sup>®</sup> 3D treatment planning systems, WPS is Scanditronix RFA plus.

の比較検証を行う。

## 2. まとめ

放射線治療計画における不確定度は治療計画から実際の治療段階において普遍的に存在する。quality assurance (QA) および quality control (QC) はこれらの不確定度を認識することに始まり、それらを可能な限り低減させることである。ここで示したのはその一部に過ぎない。今日、急速に3D-RTPsが普及する状況で、不確定度を最小に維持するためのプログラム (QCプログラム) の作成は急務と考える。

Cunninghamら<sup>14)</sup>は治療ビームの校正で2.5%、相対的線量計算で3~4%および実際の線量投与で3~4%の不確定度の場合、実際の投与線量で5~6%の不確定度であると報告している。既に20年以上前、The International Commission on Radiation Units and Measurements<sup>15)</sup>は投与線量の不確定度は放射線生物学に検討を加え5%以内になるように勧告している。マンパワー不足を含む日本の状況を考えると、これらに沿う精度管理の達成は容易なことではない。一層の努力が必要とされている。

## 参考文献

- 1) Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al.: Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, Med Phys, 21, 581-618 (1994)
- 2) Fraass B, Doppke K, Hunt M, 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)
- 3) Jacky J, and White CP: Testing a 3-D radiation therapy planning program. Int J Radiat. Oncol Biol Phys, 18, 253-261 (1990)
- 4) Ten Haken RK, and Fraass BA: Quality assurance in 3-D treatment planning. In: Meyer JL, Purdy JA, editors. Front Radiat Ther Oncol, Basel, Switzerland: S. Karger; 29, 104-114 (1996)
- 5) van Herk M, Bel A, Gilhuijs KG, et al.: Electronic portal imaging, Bull Cancer, 82 601s-606s (1995)
- 6) van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, et al.: Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 26, 261-273 (1993)
- 7) Craig T, Brochu D, and van Dyk J: A quality assurance phantom for three-dimensional radiation treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 44, 955-966 (1999)
- 8) Van't Veld AA, and Bruinvis IAD: Influence of shape on the accuracy of grid-based volume computations. Med Phys, 22, 1377-1385 (1995)
- 9) McCullough EC, and Krueger AM: Performance evaluation of computerized treatment planning systems for radiotherapy: External photon beams. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 6, 1599-1605 (1980)
- 10) Wittkamper FW, Mijnheer BJ, and van Kleffens HJ: Dose intercomparison at the radiotherapy center in The Netherlands. 2. Accuracy of locally applied computer planning systems for external photon beams. Radiother Oncol, 11, 405-414 (1988)
- 11) Miften M, Wiesmeyer M, Monhofer S, et al.: Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system. Phys Med Biol, 45, 817-833 (2000)
- 12) Alam R, Ibbott GS, Pourang R, et al.: Application of AAPM radiation therapy committee Task Group 23 test package for comparison of two treatment planning systems for photon external beams radiotherapy, Med Phys, 24, 2043-2054, (1997).
- 13) 保科正夫: 放射線治療計画システムと独立したモニタ単位数の検証計算と出力係数. 日医物理会誌, 21, 50-62, (2001).
- 14) Cunningham JR: Quality assurance in dosimetry and treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 10, 105-109 (1984)
- 15) ICRU report 29: Dose specifications for reporting external beam therapy with photons and electrons. Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements (1978)

## 4. 外部放射線治療の吸収線量測定におけるQuality Control Symposium

荒木不次男

熊本大学医学部保健学科放射線技術科学専攻

## 緒言

米国医学物理学会 American Association of Physicists in Medicine (AAPM) の Task Group 51 (TG-51) と国際原子力機関 International Atomic Energy Agency (IAEA) は、高エネルギー光子と電子線の外部照射の線量測定に対する新しいプロトコルとして、それぞれ TG-51<sup>1)</sup> と Technical Report Series No. 398 (TRS-398)<sup>2)</sup> を出版した。これらのプロトコルは水吸収線量場を基準と

し、カリリメータによるコバルトの吸収線量測定から値付けされた水吸収線量校正定数に基づいており、照射線量場を基準とするコバルト照射線量校正定数に比べて多くの利点を持つ。従来の照射線量校正や空気カーマ校正<sup>3,4)</sup>では、コバルト校正定数から求められた電離箱の空洞空気の質量から空洞原理に基づいてユーザービームの水吸収線量が評価される。したがって、照射線量から吸収線量への変換に必要な質量阻止能比な



どの多くの物理データの不確定度を伴う。一方、コバルト水吸収線量校正では直接コバルトの吸収線量が評価される。そして、ユーザービームの水吸収線量は、主にユーザービームとコバルトの質量阻止能比の比に依存する線質変換係数から評価される。これによって、 $\bar{W}_{\text{air}}/e$ 値を使用する必要がなく、さらに不確定度を伴う質量阻止能比などの物理データが消去される傾向にあるため線量評価の精度向上が期待できる。

わが国においてもコバルト水吸収線量校正定数に基づく新しい標準測定法01(JARP-01)が最近刊行された。しかしながら、わが国の一次標準機関である産業技術総合研究所においては水吸収線量標準場がまだ確立されておらず、当面は暫定的にコバルト照射線量校正定数から計算された水吸収線量校正定数が使用される。したがって、照射線量測定から吸収線量に変換する点においては、旧標準測定法86(JARP-86)と理論的に何も変わっていない。本報告では、JARP-01プロトコルを運用するにあたり必要と考えられる、(1)コバルト水吸収線量校正定数に基づくJARP-01の理論、(2)JARP-01とJARP-86の線量比較、(3)JARP-01の実際の運用、(4)平行平板形電離箱の使用上の問題点、について述べる。

## 1. コバルト水吸収線量校正定数に基づく標準測定法01(JARP-01)の理論

### 1-1 JARP-01プロトコルの計算式

JARP-01において、任意の光子に対する線質 $Q$ の水の吸収線量 $D_w^Q$ (Gy)は、次式によって与えられる。

$$D_w^Q = M k_Q N_{D,w}^{60\text{Co}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $k_Q$ は

$$k_Q = \frac{N_{D,w}^Q}{N_{D,w}^{60\text{Co}}} = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_Q}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_{60\text{Co}}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

で与えられる。 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ は本来、前述のようにカリリメータなどで直接に値付けされる校正定数であるが、現状では $N_c$ から次式で計算される。

$$N_{D,w}^{60\text{Co}} = N_c k_{D,X} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ただし、 $k_{D,X}$ は

$$k_{D,X} = (\bar{W}_{\text{air}}/e) k_{\text{att}} k_m k_{\text{cel}} [(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{cav}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_{60\text{Co}} \quad \dots\dots\dots (4)$$

から求められる。したがって、(1)式と(3)式から水の吸収線量は次式で与えられる。

$$D_w^Q = M N_c k_{D,X} k_Q \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで、 $M$ は測定電荷(C)で、 $M_{\text{raw}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s k_{\text{elec}}$ からな

る。 $M_{\text{raw}}$ は測定点である円筒形電離箱の空洞中心における指示値(補正を含まない値)である。 $k_{\text{TP}}$ は標準大気状態(22°C, 1atm)に対する大気(温度、気圧)補正係数である。 $k_{\text{pol}}$ は極性効果に対する補正係数、 $k_s$ はイオン再結合損失補正係数、 $k_{\text{elec}}$ は電位計に対する補正係数である。 $N_c$ はコバルト照射線量校正定数、 $k_Q$ は線質変換係数で線質 $Q$ の水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^Q$ とコバルト水吸収線量校正定数 $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ の比で表される。 $k_Q$ は主に電離箱線量計の壁材質に依存する。 $k_{D,X}$ は $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ と $N_c$ の校正定数比である。 $\bar{W}_{\text{air}}/e$ は乾燥空気の単位電荷当たりに消費される平均エネルギーで、33.97 J/Cが採用されている。 $k_{\text{att}}$ はコバルト空中校正時の電離箱壁とビルドアップキャップの吸収・散乱の補正係数およびビルドアップキャップの吸収線量と衝突カーマの比を含んでいる。 $k_m$ はコバルト空中校正時の電離箱壁とビルドアップキャップの空気不等価性に対する補正係数である。 $k_{\text{att}}$ と $k_m$ はそれぞれJARP-86の $A_c$ と $A_w$ に相当する。 $k_{\text{cel}}$ はコバルト空中校正時の中心電極の空気不等価性に対する補正係数である。 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w$ ,  $P_{\text{wall}}$ ,  $P_{\text{cav}}$ ,  $P_{\text{dis}}$ ,  $P_{\text{cel}}$ はそれぞれ空気に対する水の平均制限衝突質量阻止能比、電離箱壁材の水との不等価性に対する補正係数、電子フルエンス擾乱補正係数(空洞補正係数)、変位補正係数、中心電極の空気不等価性に対する補正係数を表す。

電子線では、校正深 $d_c$ における水吸収線量は次式で与えられる。

$$D_w^Q(d_c) = M_{d_c} N_c k_{D,X} k_Q \quad \dots\dots\dots (6)$$

ここで、 $M_{d_c}$ は円筒形電離箱の場合は空洞中心が $d_c$ より $0.5r_{\text{cyl}}$ 深い位置での測定電荷である。 $r_{\text{cyl}}$ は円筒形電離箱の空洞半径(cm)である。平行平板形電離箱では空洞前壁の位置での測定電荷である。

### 1-2 JARP-01プロトコルの変更点

JARP-01は基本的にIAEA TRS-398に準拠しており、従来のJARP-86といくつかの点で異なる。例えば、光子ビームの線質にはJARP-86では深さ20cmと10cmにおける組織最大線量比tissue-maximum ratioの比( $TMR_{10}^{20}$ )から得られた加速電圧(MV)が用いられていたが、JARP-01では深さ20cmと10cmにおける組織ファントム線量比tissue-phantom ratioの比( $TPR_{10}^{20}$ )で表される。基本的に $TMR_{10}^{20}$ と $TPR_{10}^{20}$ は同じ値である。JARP-01では光子ビームの出力測定、すなわちモニタ線量計の校正における測定深は、従来の5cm深から10cm深に変更になった。電子線では、線質は50%線量深 $R_{50}$ によって定義され、JARP-86で用いられていた平均入射エネルギー $\bar{E}_0$ から変更になった。 $R_{50}$ は線源表面間距離source-surface distance(SSD)100cm、水フ

ファントム表面での照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 以上 ( $R_{50} > 7 \text{ cm}$ では $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 以上) のビームにおいて得られる50%電離量深 $I_{50}$ から決定される。出力測定は、 $R_{50}$ から得られる校正深 $d_c = 0.6R_{50} - 0.1 \text{ (cm)}$ において行われる。JARP-86では、最大線量深 $d_{\max}$ が用いられていた。JARP-01における $d_c$ は本質的には $d_{\max}$ に独立であるが、実際には10MeV以下の電子線では $d_{\max}$ にほぼ一致し、10MeVを超える高エネルギーで $d_{\max}$ より深くなる。

光子ビームでは、JARP-01はICRUレポート35<sup>7)</sup>に変わってICRUレポート37<sup>8)</sup>に基づく質量阻止能比を採用している。一方、電子線に対する質量阻止能比は、モンテカルロシミュレーションから得られた臨床ビームに近い電子線エネルギースペクトルを用いて計算された値<sup>9)</sup>を採用している。また、JARP-01はいくつかの電離箱に使用されているアルミニウム (Al) 中心電極についても補正を考慮している<sup>10)</sup>。さらに、 $k_Q$ の使用は線質に依存する質量阻止能比やいろいろな補正係数が消去される傾向にあり、それらの値の不確定度の減少が期待できる<sup>11)</sup>。実際には、 $k_Q$ の使用によって吸収線量の算出が非常に簡便になる。電子線においては、 $k_Q$ と校正深における深部量百分率 $PDD(d_c)$ が必要となる。これは校正深が必ずしも最大線量深と一致しないということによる。

ファントムについては、JARP-01では基本的には水ファントムの使用に限定されている。水等価ファントムなどの固体ファントムでは製造のロット番号などによる個体差が考えられるため、やむを得ず使用する場合は必ず水ファントムとの比較検証が必要である。

JARP-86では、電子線の深部電離量測定における円筒形電離箱の電子フルエンス擾乱補正係数 $P_c$  (JARP-01では $P_{\text{cav}}$ ) は、最大線量深における平均エネルギーに基づいて評価された値が任意の深さにも適用されていた。しかしながら、JARP-01では最大線量深以外に適用するには十分なデータが不足しているということで、電子フルエンス擾乱のない (現在 $P_{\text{cav}} = 1.0$ と評価されている) 平行平板形電離箱が深部電離量曲線の測定に推奨されている。また、電子線のエネルギーが $R_{50} < 4.0 \text{ cm}$ の場合には出力測定においても平行平板形電離箱が推奨されている。円筒形電離箱の使用は $R_{50} \geq 4.0 \text{ cm}$ で推奨されており、校正深における $P_{\text{cav}}$ が $R_{50}$ と円筒形電離箱の空洞半径 $r_{\text{cyl}}$ との関係式から与えられている。JARP-01ではさらに大幅な用語の変更が行われている。

以上のように、JARP-01では新しく $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ 、 $k_{D,X}$ 、 $k_Q$ の導入、線質表示の改訂、校正深の変更のほか、 $\bar{W}_{\text{air}}/e$ 値の33.73 (JARP-86) から33.97への変更、質量阻止能比などの物理データの見直し、中心電極に対する補正係数などが一部変更されたが、基本的には $N_c$ に基づい

ている。したがって、カロリメータなどで直接測定によって評価された $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ に基づく国際的なプロトコルとは根本的に異なる。すなわち、JARP-01は $N_{D,w}^{60\text{Co}}$ の算出に必要な4式の $k_{D,X}$ 内に、照射線量から吸収線量変換に伴う物理データの不確定度を含んだままである。

### 1-3 線質変換係数、 $k_Q$

#### 1-3-1 光子ビーム

光子の出力測定においてはFarmer型電離箱が推奨されており、その線質変換係数は(2)式から次式で与えられる。

$$k_Q(TPR_{10}^{20}) = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_{TPR_{10}^{20}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_{^{60}\text{Co}}} \quad \text{..... (7)}$$

ここで、光子では $P_{\text{cav}} = 1.0$ である。Table 1に示す壁材質の異なる4種類のFarmer型電離箱、PTW30001 (壁材: PMMA, 中心電極Al), NE2571 (壁材: Graphite, 中心電極Al), Capintec PR-06C (壁材: C-552, 中心電極C-552), Exradin A12 (壁材: C-552, 中心電極C-552) について $TPR_{10}^{20}$ と $k_Q$ の関係をFig. 1に示す。 $k_Q$ の壁材質による違いは1%以内である。その主な違いは、(7)式に示す電離箱壁と水ファントムの材質の違いに対する補正係数 $P_{\text{wall}}$ に起因する (Fig. 1では防水鞘の補正は含んでいない)。Capintec PR-06C (壁厚 $0.05 \text{ g/cm}^2$ ) とExradin A12 (壁厚 $0.088 \text{ g/cm}^2$ ) の差は主に壁厚の違いである。また、PTW30001とNE2571 (Al中心電極) は、Capintec PR-06CとExradin A12 (C-552中心電極,  $P_{\text{cel}} = 1.0$ ) とは $P_{\text{cel}}$ でわずかに異なる。

#### 1-3-2 電子ビーム

電子線の出力測定における校正深での円筒形電離箱の線質変換係数は(2)式から次式で与えられる。

$$[k_Q(d_c, R_{50})]_{\text{cyl}} = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}} P_{\text{cel}}]_{R_{50}}^{\text{cyl}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}} P_{\text{dis}} P_{\text{cel}}]_{^{60}\text{Co}}^{\text{cyl}}} \quad \text{..... (8)}$$

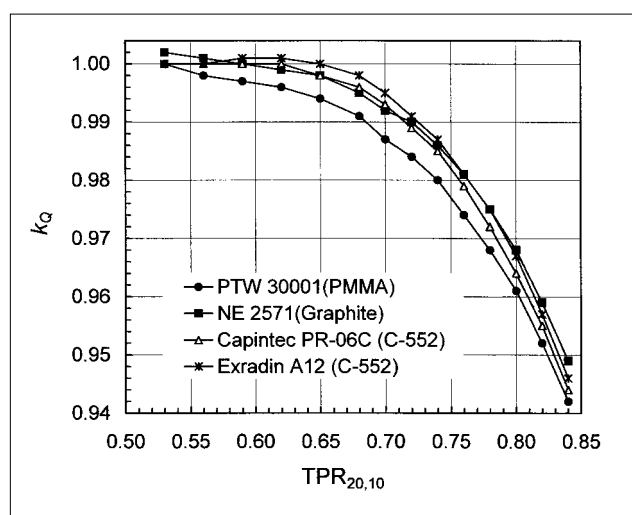
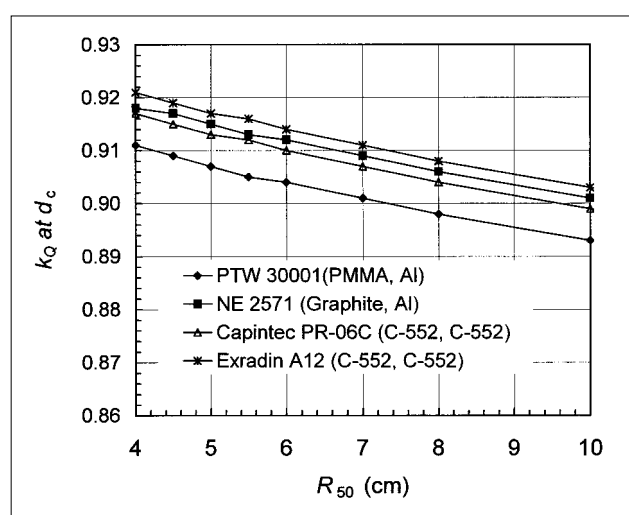
ここで、電子線では $P_{\text{wall}} = 1.0$ である。また、 $0.5 r_{\text{cyl}}$ 変位法で測定されるので $P_{\text{dis}} = 1.0$ である。壁材質の異なる4種類のFarmer型電離箱について $R_{50}$ と $k_Q$ の関係をFig. 2に示す。 $k_Q$ の壁材質による違いは1%以内である。これには、(8)式に示す $^{60}\text{Co}$ に対する電離箱壁材の補正係数 $P_{\text{wall}}$ の違いに加え、PTW30001とNE2571ではAl中心電極に対する電子線と $^{60}\text{Co}$ の補正係数比 $(P_{\text{cel}})_{^{60}\text{Co}}^{R_{50}} = 0.998/0.9926 = 1.0054$ が含まれる。Capintec PR-06CとExradin A12では壁厚の違いによる $(P_{\text{wall}})_{^{60}\text{Co}}$ の差である。

一方、平行平板形電離箱の線質変換係数は次式で示される。

$$[k_Q(d_c, R_{50})]_{\text{pp}} = \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}]_{R_{50}}^{\text{pp}}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{wall}}]_{^{60}\text{Co}}^{\text{pp}}} \quad \text{..... (9)}$$

Table 1 Physical characteristics of Farmer-type cylindrical chambers.

Chamber type	Wall		Buildup cap		Cavity dimensions		Central electrode material
	Material	Thickness (g cm <sup>-2</sup> )	Material	Thickness (g cm <sup>-2</sup> )	Length (mm)	Diameter (mm)	
PTW 30001	PMMA	0.045	PMMA	0.541	23.0	6.1	1 mm Al
NE 2571	Graphite	0.065	Delrin	0.551	24.0	6.3	1 mm Al
Capintec PR-06C	C-552	0.050	Polystyrene	0.537	22.3	6.4	1 mm C-552
Exradin A12	C-552	0.088	C-552	0.493	24.2	6.2	1 mm C-552

Fig. 1 The beam quality conversion factor,  $k_Q$ , as a function of  $TPR_{20,10}^{20}$  for Farmer-type cylindrical chambers.Fig. 2 The beam quality conversion factor,  $k_Q$ , as a function of  $R_{50}$  for Farmer-type cylindrical chambers.

ここで、 $^{60}\text{Co}$ では $P_{\text{cav}}=1.0$ ,  $P_{\text{dis}}=1.0$ ,  $P_{\text{cel}}=1.0$ , 電子線では $P_{\text{wall}}=1.0$ ,  $P_{\text{dis}}=1.0$ ,  $P_{\text{cel}}=1.0$ , さらに十分な保護電極幅を持った平行平板形では $P_{\text{cav}}=1.0$ である。構造の異なる3種類の平行平板形電離箱, NACP, Markus, Roosに対する $R_{50}$ と $k_Q$ の関係をFig. 3に示す。NACPとRoosの $k_Q$ は、 $(P_{\text{wall}})_k$ の違いによって1.4%異なる。Markusでは低エネルギー領域で $P_{\text{cav}}$ が影響してくる。

## 2. JARP-01とJARP-86の線量比較

### 2-1 JARP-86プロトコルの計算式

JARP-86では水の吸収線量 $D_w$ は次式で与えられる。

$$D_w = MN_c C_q \quad \dots\dots\dots (10)$$

ただし、 $C_q$ は

$$C_q = (\bar{W}_{\text{air}}/e) A_c A_w P_d P_f / f_w \quad \dots\dots\dots (11)$$

で与えられる。ここで、 $M=M_{\text{raw}} k_{\text{TP}} P_{\text{ion}}$ である。 $P_{\text{ion}}$ はイオン再結合損失補正係数である。 $M$ は特定の電位計

と電離箱の組み合わせで校正される場合は電位計に対する補正係数を含む。極性効果に対する補正係数はJARP-86では平行平板形電離箱について議論されているが、明確に式の中には含まれていない。 $N_c$ はコバルト照射線量校正定数、 $C_q$ は吸収線量変換係数、 $A_c$ はコバルト空中校正時の電離箱壁とビルドアップキャップの吸収・散乱の補正係数およびビルドアップキャップの吸収線量と衝突カーマの比を含んでいる。 $A_w$ はコバルト空中校正時の電離箱壁とビルドアップキャップが空気等価でないことに対する補正係数である<sup>12, 13)</sup>。 $\bar{W}_{\text{air}}/e$ は通常の湿度を持った空気単位電荷あたりに消費される平均エネルギーで、33.73 J/Cが使用されている。 $P_d$ と $P_f$ は測定点における変位補正係数と電子フルエンス擾乱補正係数である。電子線における変位補正に対しては、電離箱の幾何学的中心から $2r_{\text{cyl}}/3$ 線源側を測定の実効点としている。 $f_w$ は水と空気の実効衝突質量阻止能比であり、電離箱壁の材質が水等価でないことに対する補正を含んでいる<sup>12, 13)</sup>。光子において $1/f_w$ は、JARP-01における(2式と(4式)の $(L/\rho)_{\text{air}} P_{\text{wall}}$ に

相当する。 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}$ は空気に対する水の平均制限衝突質量阻止能比である。電子線では $1/f_w$ は $\bar{L}/\rho_{\text{air}}$ である。

## 2-2 光子ビーム

JARP-01とJARP-86の線量比較で測定電荷 $M$ の極性効果補正係数の有無の違いを無視すれば、校正深( $d_c=10\text{cm}$ )での水吸収線量の比は5式と(10)、(11)式から次式で求めることができる。

$$\begin{aligned} [D_w^Q(d_c)]_{86}^{01} &= \frac{MN_c k_{D,X} k_Q}{MN_c C_\lambda} \\ &= \frac{k_{D,X} k_Q}{(\bar{W}_{\text{air}}/e) A_c A_w P_d / f_w} \dots\dots\dots (12) \end{aligned}$$

JARP-01の $k_{D,X} k_Q$ はJARP-86の吸収線量変換係数 $C_\lambda$ に相当する。 $P_{\text{cav}}$ と $P_f$ は1.0である。JARP-01と86の大きな違いは $\bar{W}_{\text{air}}/e$ 値であり、その比は1.007(33.97/33.73)である。Table 2と3に4種類のFarmer型電離箱について $^{60}\text{Co}$ 、4、6、10、18 MV-X線に対する $k_Q$ とJARP-01と86の線量比 $[D_w^Q(d_c)]_{86}^{01}$ をそれぞれ示す。比較は防水鞘無と1mm PMMA防水鞘に対して与えられている。両プロトコル間に大きな差はなく、1%以内である。 $^{60}\text{Co}$ と4MV-X線では主に $\bar{W}_{\text{air}}/e$ 値の違いである。X線エネルギーの増加に伴って線量比が小さくなるのは、JARP-01が86に比べエネルギーの増加で質量阻止能比が約1%減少するためである。NE2571とExradin A12では、JARP-01の $k_m$ はJARP-86の $A_w$ に比べ0.76%と0.6%増加するが、逆に $P_{\text{wall}}$ は0.65%と0.4%減少して相殺される。PTW30001とNE2571における $P_{\text{cel}}$ の影響はわずかである。

## 2-3 電子ビーム

電子線の線量測定は、JARP-01では $d_c=0.6R_{50}-0.1$  (cm)で、JARP-86は $d_{\text{max}}$ で行われる。 $d_{\text{max}}$ で線量比較するためにJARP-01における $d_c$ での線量は、 $PDD(d_c)$ から $d_{\text{max}}$ の線量に変換する必要がある。 $d_{\text{max}}$ での線量比は、(6)式と(10)、(11)式と $PDD(d_c)$ から次式で表される。

$$\begin{aligned} [D_w^Q(d_{\text{max}})]_{86}^{01} &= \frac{M_{d_c} N_c k_{D,X} k_Q / PDD(d_c)}{M_{d_{\text{max}}} N_c [C_E]_{d_{\text{max}}}} \\ &= \frac{M_{d_c} k_{D,X} k_Q / PDD(d_c)}{(\bar{W}_{\text{air}}/e) A_c A_w [MP_f / f_w]_{d_{\text{max}}}} \dots\dots\dots (13) \end{aligned}$$

ここで、 $C_E$ はJARP-86の最大線量深における吸収線量変換係数である。 $P_{\text{wall}}=1.0$ 、 $P_{\text{dis}}$ と $P_d$ は変位法により1.0とすると、JARP-01における $PDD(d_c)$ は次式で求められる。

$$PDD(d_c) = \frac{[M(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}]_{d_c}}{[M(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}]_{d_{\text{max}}}} \dots\dots\dots (14)$$

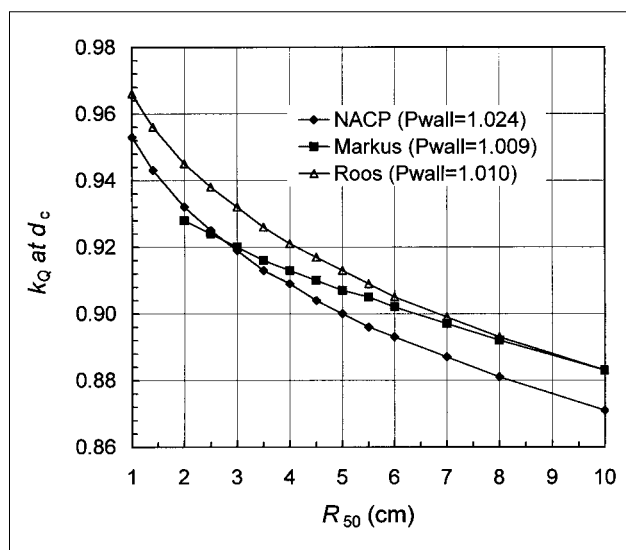


Fig. 3 The beam quality conversion factor,  $k_Q$ , as a function of  $R_{50}$  for plane-parallel chambers.

式(14)において、JARP-01で用いられる $d_c$ と $d_{\text{max}}$ での質量阻止能比 $\bar{L}/\rho_{\text{air}}$ は、Burnsら<sup>14)</sup>による式から計算されている。 $(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}$ は $R_{50}$ と深さとの関数で表される。したがって、JARP-01と86の線量比は、(13)式と(14)式から以下のように計算できる。

$$[D_w^Q(d_{\text{max}})]_{86}^{01} = \frac{k_{D,X} k_Q [(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}]_{d_{\text{max}}}}{(\bar{W}_{\text{air}}/e) A_c A_w [P_f / f_w]_{d_{\text{max}}}} \dots\dots\dots (15)$$

ここで、測定電荷 $M$ は両プロトコルで同じ値としている。JARP-01の $d_{\text{max}}$ と $d_c$ における $P_{\text{cav}}$ とJARP-86の $P_f$ は、両プロトコルにしたがって平均エネルギー $\bar{E}_d$ から評価された。

Table 4にUC Davis Cancer CenterのVarian Clinac 2100CでSSD=100cm、照射野サイズ15×15cm<sup>2</sup>の照射条件で測定された電子線のビームパラメータ $d_{\text{max}}$ 、 $d_c$ 、 $R_{50}$ とそれに対するJARP-01と86の水と空気の質量阻止能比を示す。JARP-01の $d_{\text{max}}$ における質量阻止能比は低エネルギーで1%低く、逆に高エネルギーで0.4%ほど大きくなる。Table 5は4種類のFarmer型電離箱の12、16、20 MeV電子線におけるJARP-01と86の線量比 $[D_w^Q(d_{\text{max}})]_{86}^{01}$ である。電子線では光子よりJARP-01と86の線量比が大きく、JARP-01が1.3~3.1%大きくなる。この主な原因は、JARP-01の $\bar{W}_{\text{air}}/e$ 値の0.7%増加に加え、PTW30001とNE2571では $^{60}\text{Co}$ と電子線に対するAI中心電極の補正係数比 $[P_{\text{cel}}]_{^{60}\text{Co}}^{R_{50}}=1.0054$ によって0.54%増加するためである。このほか、JARP-01と86の電子線の質量阻止能比の違い、 $P_{\text{cav}}$ 、 $P_f$ の評価の違いが起因する。また、NE2571、Capintec PR-06C、Exradin A12ではJARP-01の $k_m$ はJARP-86の $A_w$ に

Table 2 The beam quality factor,  $TPR_{10}^{20}$  and the beam quality conversion factor,  $k_Q$  of Farmer-type cylindrical chambers for  $^{60}\text{Co}$ , 4, 6, 10, and 18 MV photons.

Photon beam	$TPR_{20,10}$	Water sleeve	$k_Q$			
			PTW 30001	NE 2571	PR-06C	A12
$^{60}\text{Co}$	0.578	(-)	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
		1 mm PMMA	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
4 MV	0.623	(-)	0.9962	0.9993	0.9965	1.0011
		1 mm PMMA	0.9965	0.9997	0.9963	1.0015
6	0.669	(-)	0.9917	0.9965	0.9976	0.9991
		1 mm PMMA	0.9916	0.9963	0.9975	0.9990
10	0.738	(-)	0.9796	0.9855	0.9852	0.9875
		1 mm PMMA	0.9799	0.9861	0.9856	0.9879
18	0.779	(-)	0.9682	0.9745	0.9725	0.9753
		1 mm PMMA	0.9687	0.9753	0.9732	0.9759

Table 3 Comparison in absorbed-dose to water between the JARP-86 and JARP-01 protocols for photon beams.

Chamber type	Water sleeve	$^{60}\text{Co}$	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV
PTW 30001	(-)	1.004	1.004	0.999	0.996	0.997
	1 mm PMMA	1.005	1.005	1.000	0.997	0.998
NE 2571	(-)	1.008	1.009	1.004	1.003	1.003
	1 mm PMMA	1.008	1.010	1.005	1.004	1.005
Capintec PR-06C	(-)	1.005	1.006	1.000	0.996	0.996
	1 mm PMMA	1.006	1.007	1.001	0.997	0.998
Exradin A12	(-)	1.008	1.009	1.003	0.999	0.999
	1 mm PMMA	1.009	1.010	1.003	1.000	1.000

Table 4 The electron beam parameters including  $d_{\max}$ ,  $d_c$ ,  $R_{50}$ , water-to-air stopping power ratios at  $d_{\max}$  for the JARP-86 protocol and water-to-air stopping power ratios at  $d_{\max}$  and  $d_c$  for the JARP-01 protocol.

Electron beam	$d_{\max}$	$d_c$	$R_{50}$	$[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w]_{d_{\max}}^{86}$	$[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w]_{d_{\max}}^{01}$	$[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w]_{d_c}^{01}$
	(cm)	(cm)	(cm)	JARP-86	JARP-01	JARP-01
6 MeV	1.20	1.24	2.23	1.083	1.0730	1.0768
9	2.00	1.98	3.47	1.065	1.0591	1.0593
12	2.56	2.74	4.74	1.045	1.0422	1.0459
16	2.82	3.77	6.45	1.012	1.0159	1.0316
20	1.68	4.63	7.88	0.978	0.9816	1.0219

Table 5 Comparison in absorbed-dose to water at  $d_{\max}$  between the JARP-86 and the JARP-01 protocols for electron beams.

Chamber type	12 MeV	16 MeV	20 MeV
PTW 30001	1.014	1.023	1.019
NE 2571	1.023	1.031	1.027
Capintec PR-06C	1.013	1.022	1.018
Exradin A12	1.014	1.023	1.020

比べそれぞれ0.76%, 0.3%, 0.6%増加する。12 MeV以下の電子線では, JARP-01の質量阻止能比はJARP-86に比べ小さくなるので線量比は小さくなる。

### 3. JARP-01の実際の運用

#### 3-1 水ファントムと防水鞘

JARP-01では基本的には水ファントムの使用に限定されている。この理由は、水等価固体ファントムの水等価性に対する吸収・散乱補正係数の妥当性の問題、あるいは個々の固体ファントムの性状や厚さの安定性あるいはバラツキの問題があるためである。水ファントムの使用においては、現在までに市販されている多くの電離箱は非防水型であるため防水鞘が必要になる。また、水ファントムも日常の測定に利用しやすく、簡便に位置合わせができるものが望まれる。防水鞘は、強度を考慮すればPMMA(Acrylic)の1mm厚が適当である。

#### 3-2 光子の線量測定

線源回転軸間距離source-axis distance(SAD)一定法における測定手順を示す。

1. Farmer型電離箱の幾何学的中心がビーム中心軸の線源電離箱間距離source-chamber distance(SCD)100cmで、校正深10cmに設定される。
2. 測定は例えば300V, 100V, -300V(あるいは-300V, -100V, +300V)の印加電圧で行われる。電圧の切替え後は測定値が十分に安定するまで待つ必要がある。
3. 深さを20cm(SCD=100cm)に設定し、-300V(あるいは+300V)で測定する。この測定の目的は線質変換係数 $k_Q$ の値を得るための $TPR_{10}^{20}$ の決定であり、極性や電圧を変更して測定するほどの精度は要求されない。

次には測定した指示値の処理であり、極性効果補正係数 $k_{pol}$ は次式から得られる。

$$k_{pol} = \frac{|\overline{M}_{raw}^+| + |\overline{M}_{raw}^-|}{2|\overline{M}_{raw}|} \quad \dots\dots\dots(16)$$

ここで、 $\overline{M}_{raw}^+$ および $\overline{M}_{raw}^-$ は+300Vと-300Vの印加電圧の平均指示値である。分母の $\overline{M}_{raw}$ はコバルト空中校正時の極性によって得られた指示値である。同様に、パルス放射線の場合のイオン再結合損失補正係数 $k_s$ はWeinhousら<sup>15)</sup>の次式によって求まる。

$$k_s = a_0 + a_1[M_1/M_2] + a_2[M_1/M_2]^2 \quad \dots\dots\dots(17)$$

ここで、 $M_1$ ,  $M_2$ はそれぞれ300Vと100Vに対する指示値で、 $a_0$ ,  $a_1$ ,  $a_2$ は定数である。これに温度気圧補正を行って得られた測定電荷 $M$ を(5)式に代入して校正

深における吸収線量が求まる。したがって、最大線量深 $d_{max}$ における吸収線量は

$$D_w^Q(d_{max}, 10 \times 10) = MN_c k_{D,X} k_Q / TMR(10, 10 \times 10) \quad \dots\dots\dots(18)$$

から得られる。TPRを使用する場合は、基準深 $d_{ref}$ の吸収線量は次式で求まる。

$$D_w^Q(d_{ref}, 10 \times 10) = MN_c k_{D,X} k_Q / TPR(10, 10 \times 10) \quad \dots\dots\dots(19)$$

ただし、 $TPR(10, 10 \times 10) = D(10, 10 \times 10) / D(d_{ref}, 10 \times 10)$ である。

#### 3-3 電子線の線量測定

電子線の線量評価の大きな変更点は前述したように線質の表示と校正深である。Fig. 4に示すように校正深 $d_c$ における質量阻止能比と $R_{50}$ の関係式がいろいろな加速装置について相関よく近似されている。 $R_{50}$ 決定の目的は $k_Q$ の評価にある。 $k_Q$ はほとんど質量阻止能比に依存する。したがって、質量阻止能比の評価が線量評価において非常に重要になる。校正深の変更の理由についてはBurns<sup>14)</sup>の論文で詳細に示されている。彼らは結果的に、いろいろな加速装置に対する校正深 $d_c$ での質量阻止能比と $R_{50}$ の関係式の相関関係を重要視したため校正深として $d_c = 0.6R_{50} - 0.1$ (cm)を採用した。この深さはFig. 5に示すように、低エネルギー電子線では最大線量深にほぼ一致するが、高エネルギー電子線では最大線量深より深くなりわずかな傾斜を伴う。

##### 3-3-1 深部電離量百分率PDIと50%電離量深 $I_{50}$

電子線の線質 $R_{50}$ の決定は50%電離量深 $I_{50}$ から次式によって求められる。

$$R_{50} = 1.029I_{50} - 0.06 \text{ cm } (I_{50} \leq 10 \text{ cm}) \quad \dots\dots\dots(20)$$

JARP-01では $I_{50}$ の測定には、電子フルエンス擾乱補正のない(現在 $P_{cav}=1.0$ と評価されている)平行平板形電離箱の使用を推奨している。この理由は、JARP-86ではFarmer型電離箱の電子フルエンス擾乱補正係数は平均エネルギーの関数として任意の深さで与えられていたが、これは最大線量深での平均エネルギーに基づいて評価されたものであり、任意の深さに適用するには十分な根拠(データ)が不足していることによる。実際には十分な保護電極幅を持った平行平板形電離箱が使用される。また、線質 $R_{50}$ の決定のための $I_{50}$ の測定は、ファントム散乱が飽和する十分な大きさの照射野で行われなければならない。JARP-01ではSSD=100cm, 水ファントム表面において $R_{50} \leq 7$ cmで照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 以上、 $R_{50} > 7$ cmでは $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 以上を推奨している。しかしながら、実際の運用においては照

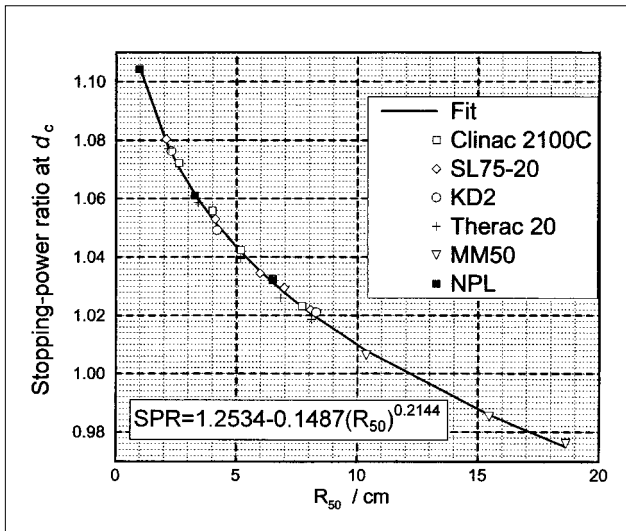


Fig. 4 Stopping-power ratios at the calibration depth,  $d_c$ , as a function of  $R_{50}$  (Ref. 14). A solid line represents the curve fitting of stopping-power ratios at the calibration depth to  $a+bR_{50}^c$  for  $d_c=0.6R_{50}-0.1$  (cm).

射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ と $20 \times 20 \text{ cm}^2$ の $I_{50}$ の差が $0.1 \text{ cm}$ 以下であれば照射野 $10 \times 10 \text{ cm}^2$ で測定しても問題ない。深部電離量百分率 $PDI(d, A_0)$ は、 $P_{\text{cav}}=1.0$ の平行平板形電離箱を使用することによって次式から求められる。

$$PDI(d, A_0) = 100 \cdot \frac{[M_{\text{raw}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s]_d}{[M_{\text{raw}} k_{\text{TP}} k_{\text{pol}} k_s]_{d_{\text{max}}}} \quad \dots\dots\dots (21)$$

ここで、 $d_{\text{max}}$ は最大電離量深である。実際には極性効果の小さな平行平板形電離箱を使用し、イオン再結合損失補正係数 $k_s$ の評価にBoagの計算式<sup>5)</sup>を利用すれば余り手間を掛けずに $PDI$ が得られるであろう。 $PDI$ は相対的な値であり、Boagの計算式を用いても精度上は問題にならない。

### 3-3-2 電子線の線量決定

校正深 $d_c=0.6R_{50}-0.1$  (cm)での電子線の吸収線量測定は、光子と同様な測定手順で行われる。位置決めで異なるのは、円筒形電離箱の場合はその幾何学的中心より $0.5r_{\text{cyl}}$ 線源側の位置を校正深に合わせて測定することである。電子線では平行平板形電離箱も使用され、空洞内前壁が測定点となる。特に、 $R_{50} < 4 \text{ cm}$ では平行平板形の使用が推奨され、円筒形は $R_{50} \geq 4 \text{ cm}$ に限定されている。最大線量深における吸収線量は、(6)式と深部量百分率 $PDI(d_c, A_0)$ から次式で求まる。

$$D_w^0(d_{\text{max}}, A_0) = M_{d_c} N_c k_{D,X} k_Q / PDD(d_c, A_0) \quad \dots\dots\dots (22)$$

ここで、 $PDD(d_c, A_0)$ は次式で得られる。

$$PDD(d_c, A_0) = PDI(d_c, A_0) \cdot \frac{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w]_{d_c}}{[(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w]_{d_{\text{max}}}} \quad \dots\dots\dots (23)$$

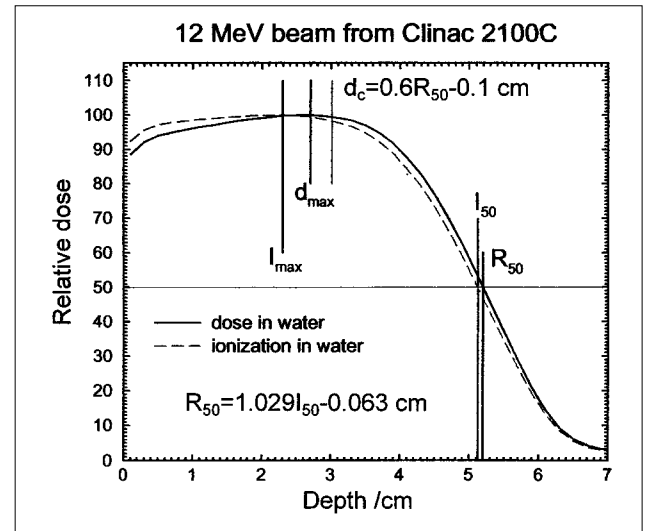


Fig.5 Difference between a depth-ionization and depth-dose curve for a 12 MeV beam at SSD = 100 cm (Ref. 11). The depths of dose and ionization maxima and 50% values are shown, as well as the calibration depth.

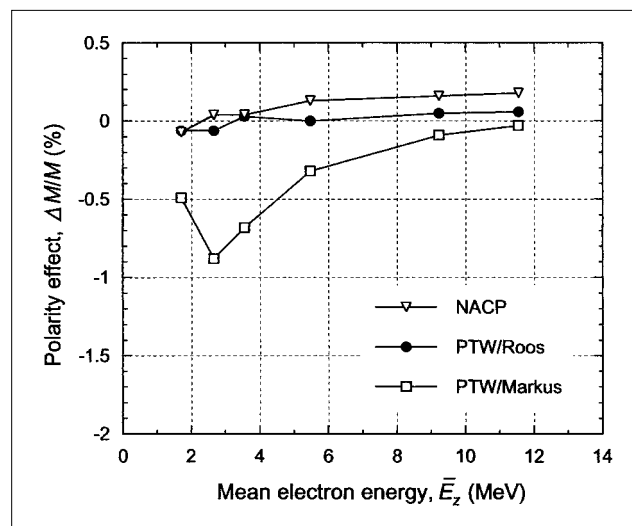
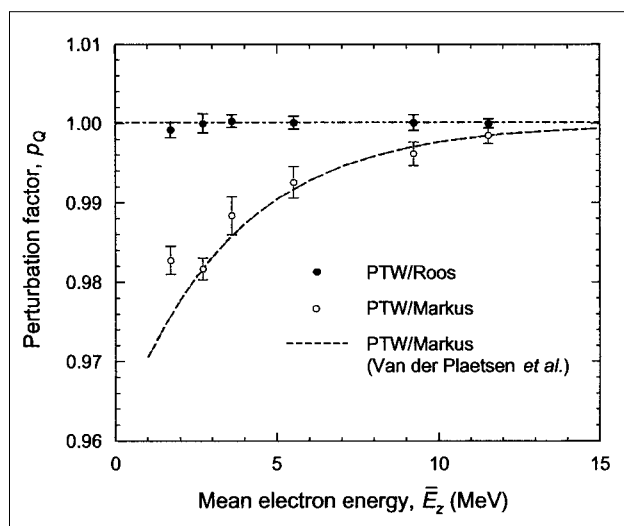
## 4. 平行平板形電離箱の使用上の問題点

JARP-01では電子線の線量測定に平行平板形電離箱の使用を推奨しているが、IAEA TRS-398やAAPM TG-51のように平行平板形電離箱の校正方法については全く言及されていない。基本的にはFarmer型電離箱と同様にコバルト照射線量校正を推奨している。しかし、コバルト照射線量校正における $k_{\text{att}} k_m$ の値は一部の平行平板形電離箱に与えられているのみで、その他の電離箱の校正方法については言及されていない。他の校正方法として、ユーザー側でコバルトやリニアックを用いたFarmer型電離箱との水吸収線量での比較校正が考えられるが、これらの光子ビームに対する $P_{\text{wall}}$ 値の算出にはいくつかの問題点がある。例えば、Table 6に示すように $^{60}\text{Co}$ に対する $P_{\text{wall}}$ 値はIAEA TRS-398とAAPM TG-51では異なっており、Markus電離箱ではそれぞれ1.009と0.997で1.2%の違いがある。また、Dingら<sup>16)</sup>の報告ではNACPとMarkusではTG-51とそれぞれ1.1%と2.2%の違いがある。さらに同じ電離箱でも製造番号で異なる。同様な不確定度はコバルト照射線量校正の $k_{\text{att}}$ と $k_m$ 値の評価においても含まれている。このような理由から平行平板形電離箱の校正方法として、TRS-398とTG-51では電子線によるFarmer型電離箱との比較校正を第一選択として推奨している。この際の電子線エネルギーは、Farmer型電離箱の $P_{\text{cav}}$ の不確定度を考慮すればできるだけ高いエネルギーを選択すべきである。電子線では、平行平板形電離箱の $P_{\text{wall}}$ の影響は光子に比べて少なく、TRS-398とTG-51では $P_{\text{wall}}$ は1.0と仮定している。Farmer型電離箱との線量トレーサビリティを確立する上でも電子線における比較



Table 6 Comparison of  $P_{\text{wall}}$  correction factors for plane-parallel chambers in a  $^{60}\text{Co}$  beam.

Chamber type	$(P_{\text{wall}})_{^{60}\text{Co}}$			
	JARP-01 <sup>a</sup>	TG-51	Ding <i>et al.</i> <sup>b</sup>	Ding <i>et al.</i> <sup>b</sup>
NACP	1.024	1.018	1.028	1.031
PTW/Markus	1.009	0.997	1.021	1.016
PTW/Roos	1.010	1.003		

<sup>a</sup>The values are obtained from IAEA TRS-398 (Ref. 2).<sup>b</sup>Reference 16.Fig. 6 Polarity effect (defined as  $\Delta M/M = (|M_+ - M_-| / (M_+ + M_-))$ ) as a function of the mean electron energy for plane-parallel chambers (Ref. 17).Fig. 7  $p_Q$  ( $P_{\text{cav}}$  in JARP-01) values for PTW/Roos and PTW/Markus chambers as a function of the mean electron energy, measured by comparison with the NACP chamber (Ref. 17). The dashed line represents the exponential curve fitting through the data of Van der Plaetsen *et al.* The chain lines is drawn at  $p_Q = 1.00$  for the NACP chamber. The error bars represent 1 s.d.

校正が望ましい．平行平板形電離箱の校正深 $d_c$ での校正線質 $Q_{\text{cross}}(R_{50})$ における水吸収線量校正定数 $[N_{D,w}^{Q_{\text{cross}}}]_{d_c}^{\text{pp}}$ は，Farmer型電離箱との比較から次式によって与えられる．

$$[N_{D,w}^{Q_{\text{cross}}}]_{d_c}^{\text{pp}} = \frac{[D_w]_{d_c}^{\text{cyl}}}{M_{d_c}^{\text{pp}}} = \frac{[MN_c k_{D,X} k_Q(Q_{\text{cross}})]_{d_c}^{\text{cyl}}}{M_{d_c}^{\text{pp}}} \\ = \frac{[MN_{D,w}^{Q_{\text{cross}}}]_{d_c}^{\text{cyl}}}{M_{d_c}^{\text{pp}}} \quad \dots\dots\dots (24)$$

ここで， $[N_{D,w}^{Q_{\text{cross}}}]_{d_c}^{\text{cyl}}$ は円筒形電離箱の $d_c$ での $Q_{\text{cross}}(R_{50})$ における水吸収線量校正定数である．TRS-398では $Q_{\text{cross}}(R_{50})$ として $R_{50} > 7\text{cm}$ を推奨しているが，実際には各施設の最大電子線エネルギーが用いられる．任意の電子線エネルギー $R_{50}$ における校正深 $d_c$ での吸収線量は， $[N_{D,w}^{Q_{\text{cross}}}]_{d_c}^{\text{pp}}$ から次式で得られる．

$$D_w^Q(d_c, R_{50}) = \left[ MN_{D,w}^{Q_{\text{cross}}} \frac{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}(R_{50})}{(\bar{L}/\rho)_{\text{air}}^w P_{\text{cav}}(Q_{\text{cross}})} \right]_{d_c}^{\text{pp}} \quad \dots\dots\dots (25)$$

ここで，十分な保護電極を持った平行平板形電離箱では $P_{\text{cav}} = 1.0$ であり，Markus電離箱では $P_{\text{cav}} = 1 - 0.039 \exp$

$(-0.35R_{50})$ で与えられる．

Fig. 6, 7にNACP, Roos, Markus平行平板形電離箱の極性効果と電子フルエンス擾乱補正係数を示す<sup>17)</sup>．ここで，Fig. 7における擾乱補正係数 $p_Q$ は $p_{\text{cav}}$ と $p_{\text{wall}}$ の積で表されるが，実際には $p_{\text{cav}}$ が有意であるので， $p_Q$ はJARP-01の $P_{\text{cav}}$ に一致する．Fig. 6と7からMarkusでは低い電子線エネルギーで約1.0%の極性効果と約2%の電子フルエンス擾乱補正が認められる．したがって，Markus電離箱の使用においてはこれらの補正を十分考慮する必要がある．

## 5. まとめ

(1) JARP-01は基本的にコバルト照射線量校正定数 $N_c$ に基づいており，JARP-86との理論的な違いはない．JARP-86の吸収線量変換係数 $C_q$ はJARP-01の $k_{D,X} k_Q$ に相当する．

- (2) JARP-01とJARP-86の吸収線量比は光子で約1%以内、電子線で約3%以内である。この差の主な原因としては、光子では $W_{\text{air}}/e$ 、質量阻止能比の違いであり、電子線ではさらに $k_m$ と $A_w$ 、 $(P_{\text{cel}})_{\text{Co}}$ と $(P_{\text{cel}})_{\text{Co}}$ の違いが加わる。
- (3) 電子線の深部電離量測定には、十分な保護電極幅を持った平行平板形電離箱が推奨される。
- (4) 平行平板形電離箱の校正は、電子線によるFarmer

型電離箱との比較校正(cross calibration)が推奨される。

## 謝 辞

本原稿をまとめるにあたり、貴重なご意見・ご助言をいただいた本シンポジウム座長の大阪大学医学部附属病院・放射線部の川越康充氏ならびに群馬県立医療短期大学の保科正夫先生に深く感謝申し上げます。

## 参考文献

- 1) AAPM, American Association of Physicists in Medicine, Task Group 51: AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams, Med Phys, 26, 1847-1870(1999)
- 2) IAEA International Atomic Energy Agency, "Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water," Technical Report Series No. 398, IAEA, Vienna(2000)
- 3) AAPM, American Association of Physicists in Medicine, Task Group 21: A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams, Med Phys, 10, 741-771(1983)
- 4) IAEA, International Atomic Energy Agency: Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, Technical Report Series No. 277, IAEA, Vienna(1987)
- 5) 日本医学物理学会編：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，東京，(2002)
- 6) 日本医学放射線学会物理部会編：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，東京，(1986)
- 7) ICRU, International Commission on Radiation Unit and Measurement: Stopping powers for electrons and positrons, ICRU Report No. 35, Bethesda, MD(1984)
- 8) ICRU, International Commission on Radiation Unit and Measurement: Stopping powers for electrons and positrons, ICRU Report No. 37, Bethesda, MD(1984)
- 9) Ding GX, Rogers DW, and Mackie TR: Calculation of stopping-power ratios using realistic clinical electron beams. Med Phys, 22, 489-501(1995)
- 10) Ma CM, and Nahum AE: Effect of size and composition of the central electrode on the response of cylindrical ionization chambers in high-energy photon and electron beams. Phys Med Biol, 38, 267-290(1993)
- 11) Rogers DW: "Fundamentals of dosimetry based on absorbed-dose standards" in *Therapy Physics, Present and Future*, edited by J. R. Palta and T. R. Mackie(AAPM, Washington, DC: 1996) pp.319-356.
- 12) Shiragai A: A proposal concerning the absorbed dose conversion factor. Phys Med Biol, 23, 245-252(1978)
- 13) Shiragai A, Nahum AE, and Greening JR: Effective mass stopping power ratio in photon dosimetry, Phys Med Biol, 24, 452-454(1979)
- 14) Burns DT, Ding GX, and Rogers DW:  $R_{50}$  as a beam quality specifier for selecting stopping-power ratios and reference depths for electron dosimetry. Med Phys, 23, 383-388(1996)
- 15) Weinhaus MS, and Meli JA: Determining Pion, the correction factor for recombination losses in an ionization chamber. Med Phys, 11, 846-849(1984)
- 16) Ding GX, and Cygler JE: Measurement of  $P_{\text{repl}}$   $P_{\text{wall}}$  factors in electron beams and in a  $^{60}\text{Co}$  beam for plane-parallel chambers, Med Phys, 25, 1453-1457(1998)
- 17) Araki F, Shirakawa Y, Ikeda R, et al.: Determination of overwall perturbation factors for plane-parallel ionization chambers in electron beams. Jpn J Med Phys, 18, 95-103(2000)