



Title	HDR-RALSにおける直腸線量の計算値と測定値の比較
Author(s)	垣花, 泰政; 戸板, 孝文; 小川, 和彦 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1997, 57(5), p. 265-270
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18524
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

HDR-RALSにおける直腸線量の計算値と測定値の比較

垣花 泰政 戸板 孝文 小川 和彦 吉長 正富
伊良波史朗 瑞慶覧裕子 澤田 敏

琉球大学医学部放射線医学教室

Comparison of Calculated and Measured Rectal Doses in HDR Brachytherapy with Ir-192 Source

Yasumasa Kakinohana, Takafumi Toita, Kazuhiko Ogawa, Masatomi Yoshinaga, Shirou Iraha, Yuko Zukeran and Satoshi Sawada

Two orthogonal radiographs are used to reconstruct the three-dimensional positions of applicators (sources) and their dosimeter for assessing afterloading techniques. It has always been assumed that the applicators are perfectly fixed and unchanged during irradiation. In a review comparing measurements by a five-detector dosimeter and calculated doses in our institution, a relatively poor correlation (correlation coefficient = 0.79) was observed.

The purpose of this study was to investigate the sources of this difference between calculated and measured rectal doses in HDR brachytherapy with Ir-192 source. In this study, the calculated dose was used as a reference value.

The overall percentage difference between calculated and measured rectal doses was estimated at 9%. The major source of the difference between calculated and measured rectal doses was applicators and dosimeter movement during irradiation. This was verified by X-ray fluoroscopy during irradiation. It was found that loose fastening of the applicators caused a change in the position of the applicators and dosimeter during irradiation.

By improving the fastening of the applicators and dosimeter, the correlation (correlation coefficient = 0.90) between calculated and measured doses was improved.

The results demonstrate the importance of the fastening of the applicators and dosimeter.

Research Code No. : 203.2

Key words : High-dose rate, Brachytherapy, Movement of applicators

Received Oct. 4, 1996; revision accepted Feb. 12, 1997

Department of Radiology, University of the Ryukyus School of Medicine

はじめに

Ir-192やCo-60線源による高線量率腔内照射では、治療時にTLDや半導体測定器等の小型線量計を直腸や膀胱に挿入し、直腸や膀胱での線量を測定^{1),2)}および計算するのが一般的であり、ICRU38³⁾でも直腸等での線量計算や測定を推奨している。直腸線量計による測定値が、ICRU38で推奨されている直腸前壁での最大線量を反映していないとの意見もあるが、直腸での線量を推定するには簡単で実際的な方法だと考える。

われわれの施設でも5点線量計を直腸内に挿入し、各検出器位置での線量を計算および測定している。高線量率Ir-192 RALSシステムの導入後、しばらく(約1年間)はアプリケーションの固定は、固定器具を使用せずテープで患者に固定して治療を行っていた。この期間の症例について直腸線量の測定値と計算値を比較すると、両者の相関度が比較的低く、また両者の差が大きい場合が時々見られた(Fig.4)。

本研究では高線量率腔内照射における直腸線量の計算値と測定値の乖離の要因について検討する。

対象及び方法

HDR-RALSに使用している治療装置システムはBuchler facts (Germany)製である。この装置は1個のIr-192線源(初期放射能約350GBq, 10Ci)を各アプリケーションに移動させて照射を行う。線源全体の大きさは、長さ5.5mm、直径1.6mmである。使用した5点線量計はAM6CA (PTW-FREIBURG, Germany)である。またこのシステムには線量計算ソフトも付属しており、本研究でのすべての計算はこのソフトを使用した。なお、このシステムの線量計算では、上記の線源を点線源と仮定している。アプリケーション、線量計の座標は直交フィルム法により計算している。

使用したアプリケーションはHenschke型である。このアプリケーションは、Co-60 RALSシステムで使用していたflexibleタイプと異なり、rigidタイプであり材質も金属(ステンレス)である。

A ファントム実験

線量測定系に起因する各誤差因子および誤差の伝播則よ

り全測定誤差を推定し、水ファントム実験による結果と比較した。

計算値と測定値が乖離する要因を大別すると次のように線量計算系と線量測定系に分けられる。

線量計算系：1) デジタイザからの入力誤差⁴⁾、2) 線量計算アルゴリズムによる計算誤差⁵⁾、3) シミュレータ等の撮影系に起因する誤差^{6), 7)}、4) 線源出力校正に起因する誤差。

線量測定系：1) 線量計校正、2) エネルギー感度や方向感度等の線量計特性、3) 線源アプリケーションや線量計の治療中の動き。

デジタイザからの入力誤差⁴⁾や線量計算アルゴリズムによる計算誤差⁵⁾等が、計算結果に及ぼす誤差については既に研究報告があり、それらによる誤差を無視できない場合もある。しかしながら、現在われわれの施設では計算結果(照射時間等)に基づき照射を行っている。そのため今回の研究では線量計算による誤差は無視し、計算値を基準値とした。したがって、本研究では、計算値と測定値が乖離する要因は線量測定系にのみ起因すると仮定し、線量測定系の要因について検討した。

われわれの施設ではIr-192線源を4カ月毎に交換している。線源交換時には線源強度の校正および直腸用5点線量計の校正を行っている。5点線量計の校正は円柱型のPMMAファントムを用い、線源から8cmの距離で行っている。

検出器の感度変化による誤差については、定期的に測定している校正定数の変化から推定した。線源出力校正はJARP型電離箱(C-110、線量計：AE-132a、応用技研)を用い、サンドイッチ法⁸⁾で測定している。サンドイッチ法による線源強度測定の再現性(測定日を変えて減衰補正後の値を比較)は1%以下である。

半導体検出器のエネルギー感度は一定ではなく⁹⁾、また方向依存性も無視できない。エネルギー感度、方向感度等の検出器特性については測定していないが、検出器メーカーのカatalogから推定した。

方向感度については、検出器軸に平行および垂直に入射した場合の感度から推定した。ただし、Ir-192のエネルギースペクトルが距離によって変化¹⁰⁾するので、平均エネルギーは260KeV(水中、5cm距離)とした。エネルギー依存性については、水中で線源から1cm距離(340KeV)と5cm距離(260KeV)での平均エネルギーに対する感度差から推定した。

なお、線量計のエネルギーおよび方向感度については系統誤差と考えるのが妥当であるが、線源と線量計の距離、方向は一定ではないので偶然誤差として取り扱い、誤差の伝播則を適用した。

ファントム実験は、水中に線源アプリケーション(タンデム、左右オボイド)および5点線量計を

配置し、各検出器での線量を計算および測定した。なお、線源の引き戻しは治療症例の1例と同一にした。

B 臨床症例

1994年9月から1996年6月の間に当施設にて治療された子宮頸癌症例62例(123照射)を対象とした。線源強度配分はManchester systemに準じており、直交フィルムからA点座標を入力して照射時間等(A点で6Gy)を決定している。このうち、1994年9月～1995年8月の36症例(83照射)では固定器具を使用せず、1995年9月以降の26症例(49照射)では固定器具を使用している。これらの症例はすべて直腸用5点線量計を使用しており、線量計の各検出器位置で線量を計算および測定してある。これらの症例について、固定器具未使用および固定器具使用の場合の計算値と測定値の比較を行った。

われわれの施設で使用しているHDR-RALS治療装置では、1個のIr-192線源を各アプリケーションに移動させて照射する。そのため、アプリケーションを2本以上使用した場合には、一旦線源を格納庫に引き戻してから別のアプリケーションに線源を挿入する。また、本線源を挿入する前には、常に模擬線源でアプリケーションの状態をチェックするシステムになっている。したがって、別のアプリケーションに移動するには15秒程度かかり、照射中でもIr-192線源からのガンマ線が放出されていない時間が存在する。この時間を利用してX線透視像をVTRに録画し、パソコンに取り込んでアプリケーションお

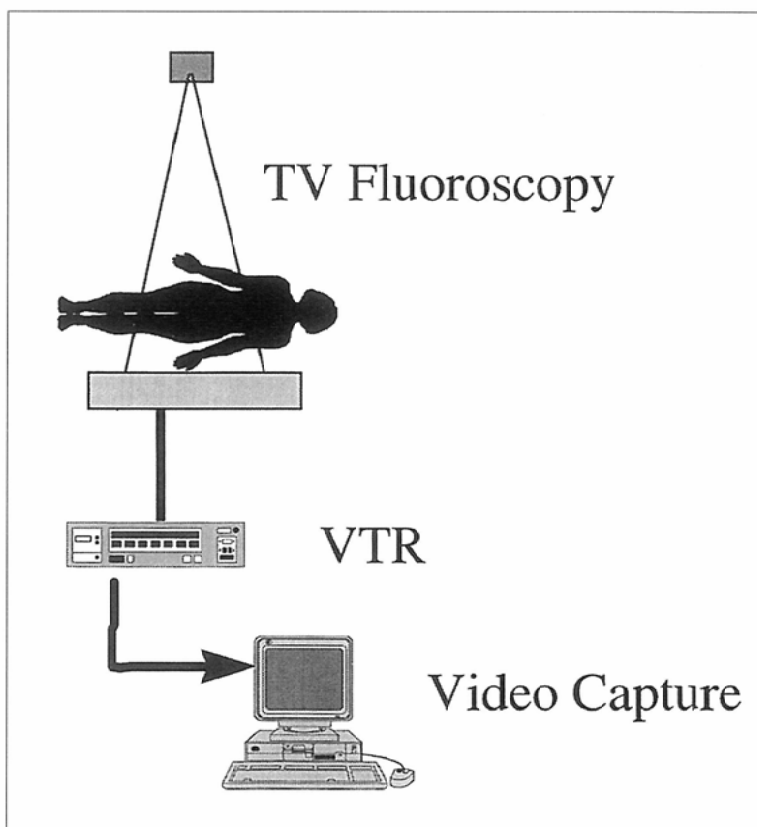


Fig.1 Schematic diagram showing how to obtain fluoroscopic images during irradiation.

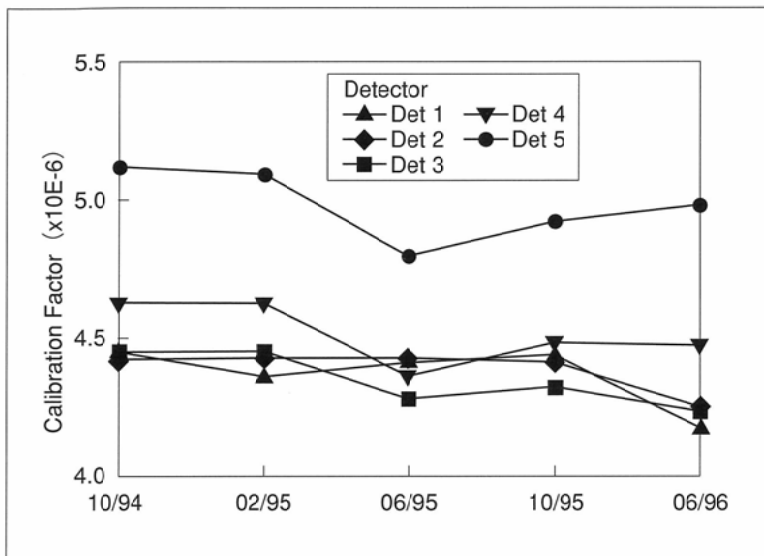


Fig.2 Variation of sensitivity (calibration factor) for a 5-channel detector. The largest variation (3%) is seen on the 5th channel.

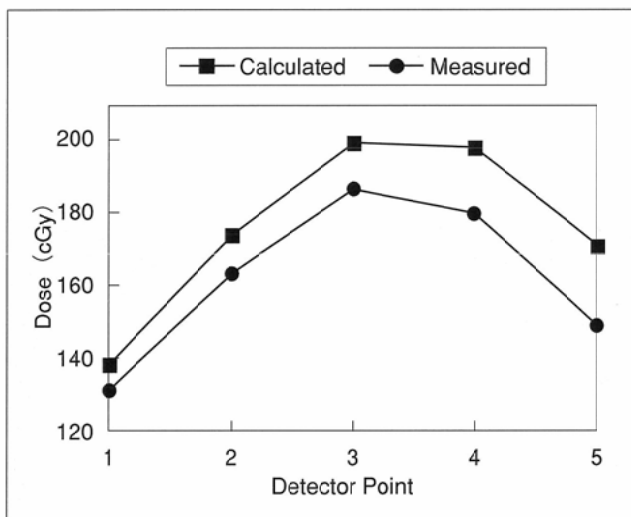


Fig.3 Comparison of calculated and measured doses delivered to a water phantom.

および線量計の経時的な位置を確認した (Fig.1)。X線透視像は照射開始直前、タンデムから右オボイドへの移動時、右オボイドから左オボイドへの移動時および照射終了直後の4回AP方向から撮影した。残念ながら、線量計算に使用しているソフトが貧弱で、透視像からの線源入力ができずまた線源位置を数値で表示できないため、アプリケーションの経時的な位置は画像による視覚的な確認しかできなかった。

結 果

A 測定誤差の推定及びファントム実験

これまでに測定した5点線量計の校正定数をFig.2に示す。変化率の大きい5番目の検出器で校正定数(検出器感度)の変動率は約3%

であった。これより、線量計の感度変化による測定誤差は3%と推定した。方向依存性による誤差は7%、エネルギー依存性による誤差は4%であった。

したがって、線量計による全測定誤差は、誤差の伝播則より以下になる。

全測定誤差

$$= \sqrt{S^2 + E^2 + D^2} = \sqrt{3^2 + 4^2 + 7^2} = 8.6\%$$

ただし、S:感度変化による誤差

E:エネルギー依存性による誤差

D:方向依存性による誤差である。

したがって、線量計による測定誤差は約9%であり、計算値と測定値の乖離の期待値も9%程度である。水ファントムによる実験結果をFig.3に示す。計算値と測定値の乖離は最大(5番目の検出器)で約13%であった。

B 臨床例

Fig.4に固定器具未使用の症例での測定値と計算値の関係を示す。両者の相関係数は0.79であった。両者の乖離が20%以内に納まっているのは全体の76%であった。固定器具未使用時のアプリケーション、線量計位置の照射中の経時の変化をFig.6、7に示す。Fig.8は照射前後のAP面での写真である。これらの図よりアプリケーション、線量計の位置が照射中に変化していることが判る。アプリケーション、線量計の動きを抑制するために固定器具を自作し、アプリケーションの固定を行った症例での計算値と測定値の関係をFig.5に示す。グラフから判るように両者の相関が改善されている。両者の相関係数は0.90であった。両者の乖離が20%以内に納まっているのは全体の89%であった。また、固定器具を使用した場合の透視像ではアプリケーション等の動きは観察されなかった。

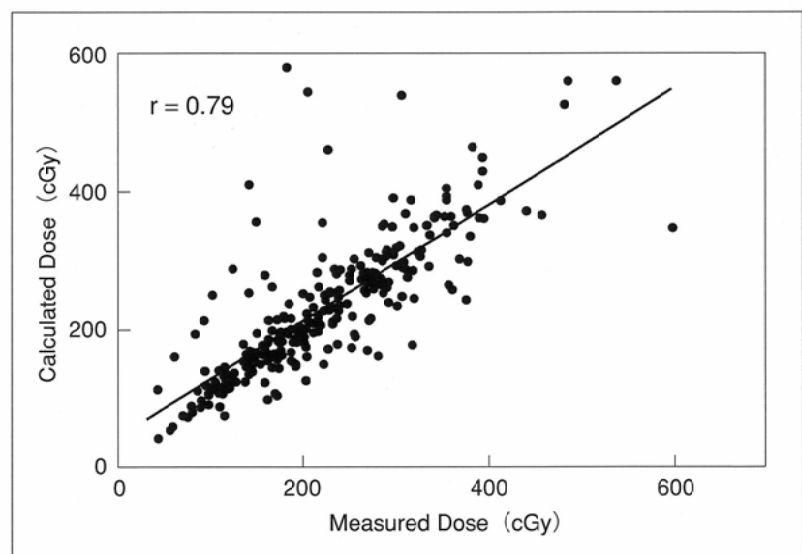


Fig.4 Comparison of calculated and measured doses delivered to patients without a fastening device. The correlation coefficient (r) is 0.79.

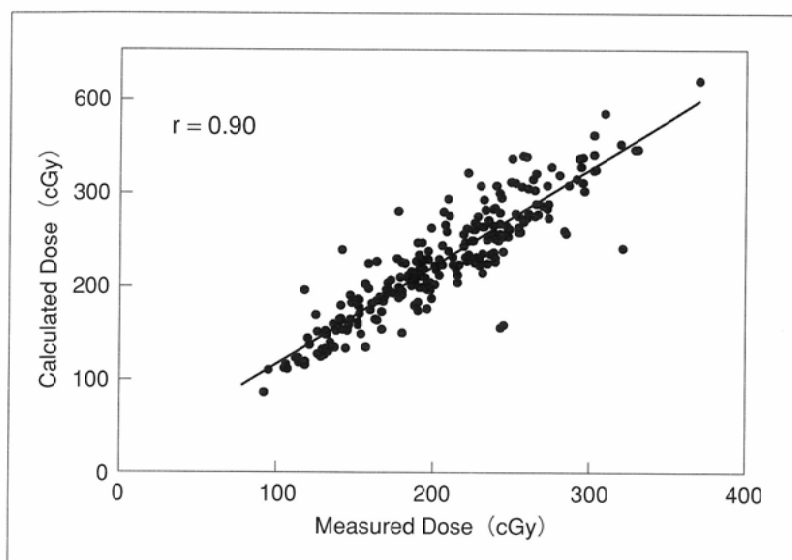


Fig.5 Comparison of calculated and measured doses delivered to patients with a fastening device. The correlation coefficient (r) is 0.90. Compared to Fig.4, the correlation between calculated and measured doses is improved.

考 察

Fig.3に示すように水ファントム実験結果は、測定系だけを考慮した測定誤差と大体一致しており、したがって線量

計の校正、線源出力等の校正が、計算値と測定値の大きな乖離の要因ではないと考える。一方、Fig.6-8に示すように固定器具を使用しない場合には線源アプリータ、線量計が照射中に動いている。これより、計算値と測定値の乖離の大きな要因は線源アプリータおよび線量計の動きであると考えられる。

腔内照射では線源および線量計等は固定されており、照射開始から照射終了までその位置は動かないと仮定して線量計算や照射を行っているが、本研究で示したように、線源アプリータ等の固定が不十分であれば患者の外部的な動きに伴って線源アプリータ等が照射中に動く可能性があり、線源アプリータ等の固定に留意する必要がある。HDR-RALS治療ではX線外部照射に比べ線量勾配が非常に急峻であり、線源アプリータの少しのずれが線量に大きな変化を生じさせるので、線源アプリータの固定は大変重要である。HDR-RALS治療での治療前後の線源アプリータの動きについてはこれまでも報告¹¹⁾⁻¹³⁾があるが、照射中の動きについての報告は見られない。Thomadsenら¹²⁾は治療前後で平均

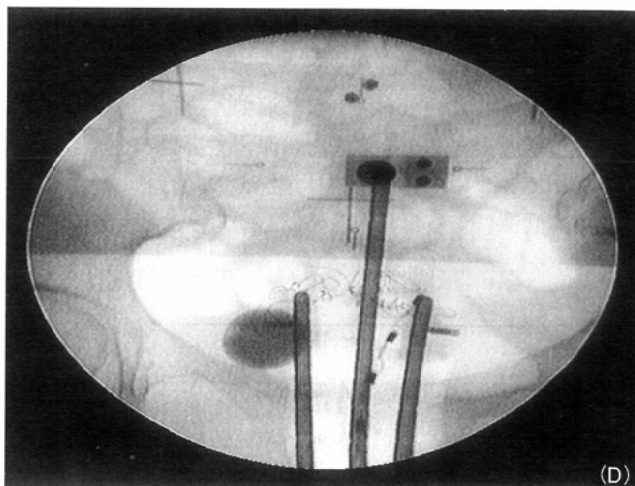
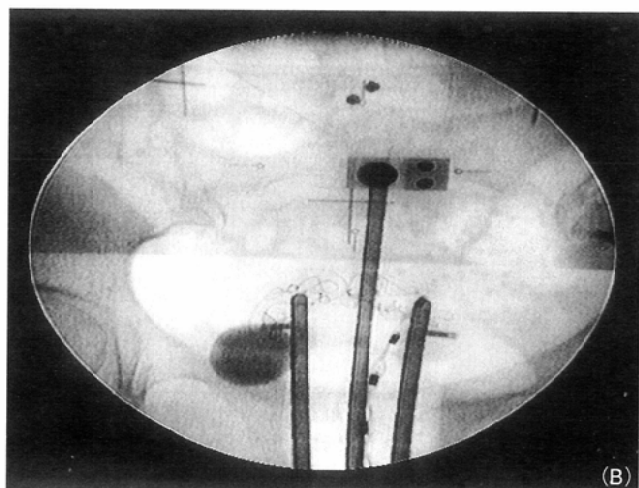
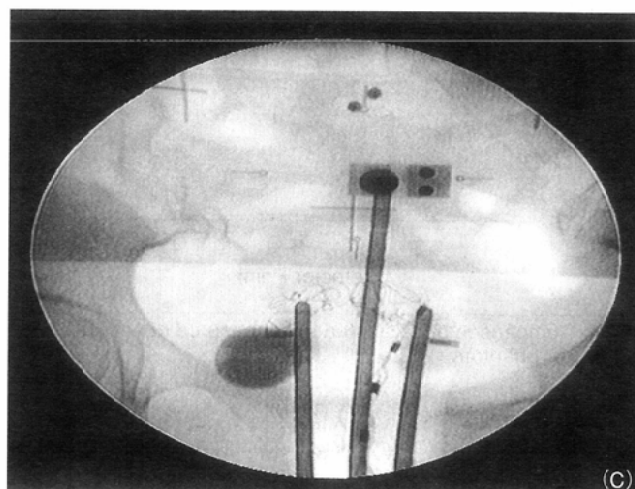
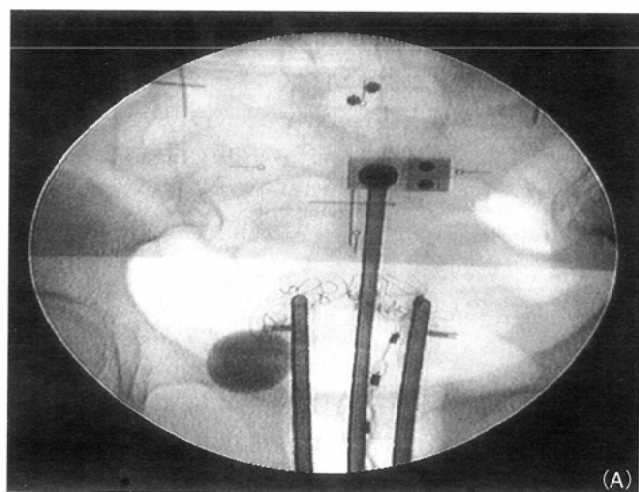


Fig.6 Fluoroscopic images during irradiation (48y, female). Movement of applicators and dosimeter during irradiation is shown. A Before irradiation, B 8 minutes after, C 13 minutes after and D 17 minutes after irradiation (i.e. end of treatment).

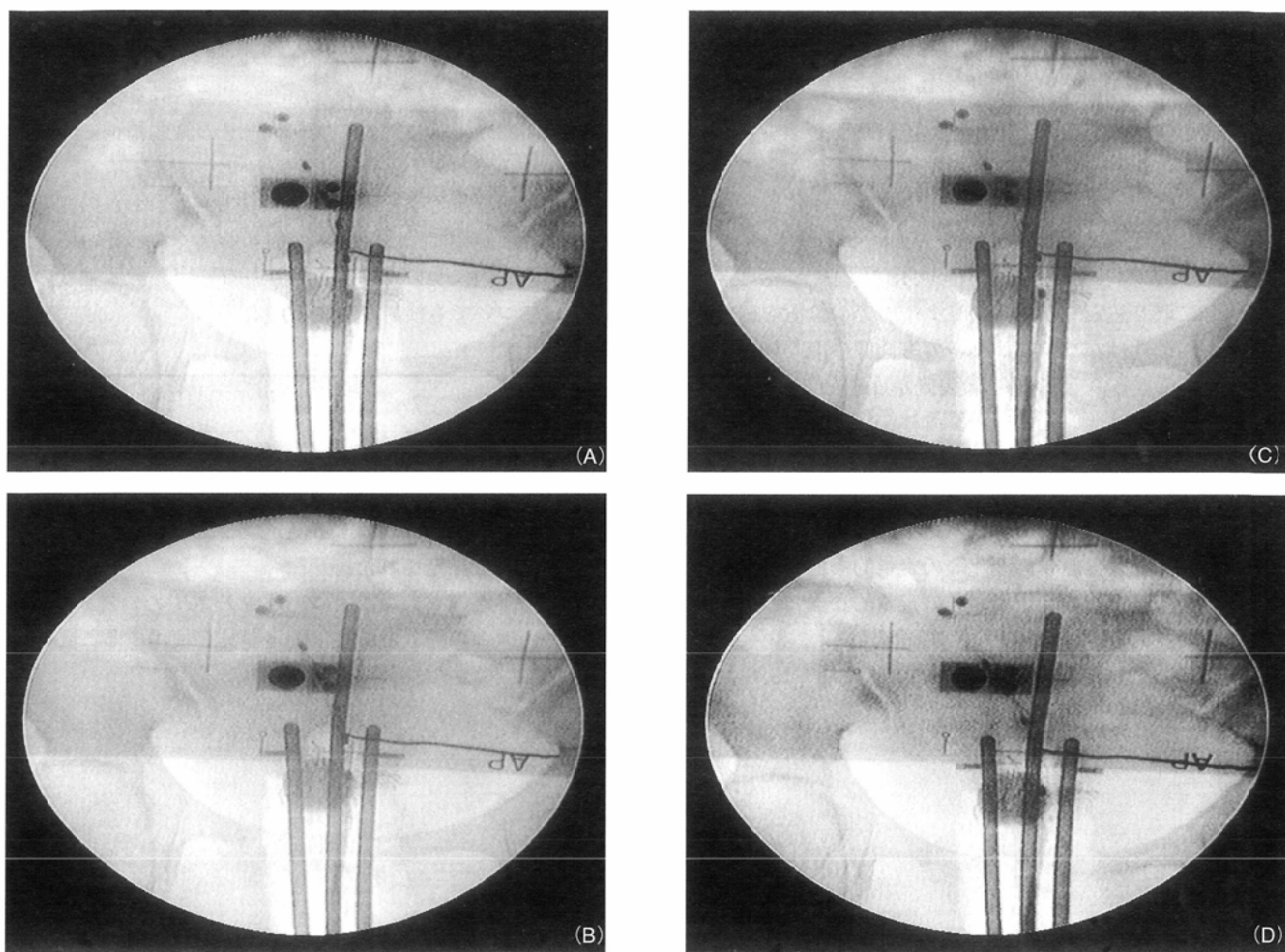


Fig.7 Fluoroscopic images during irradiation for another patient (46y, female). Movement of applicators and dosemeter during irradiation is shown. A Before irradiation, B 8 minutes after, C 13 minutes after, D and 18 minutes after irradiation (i.e. end of treatment).

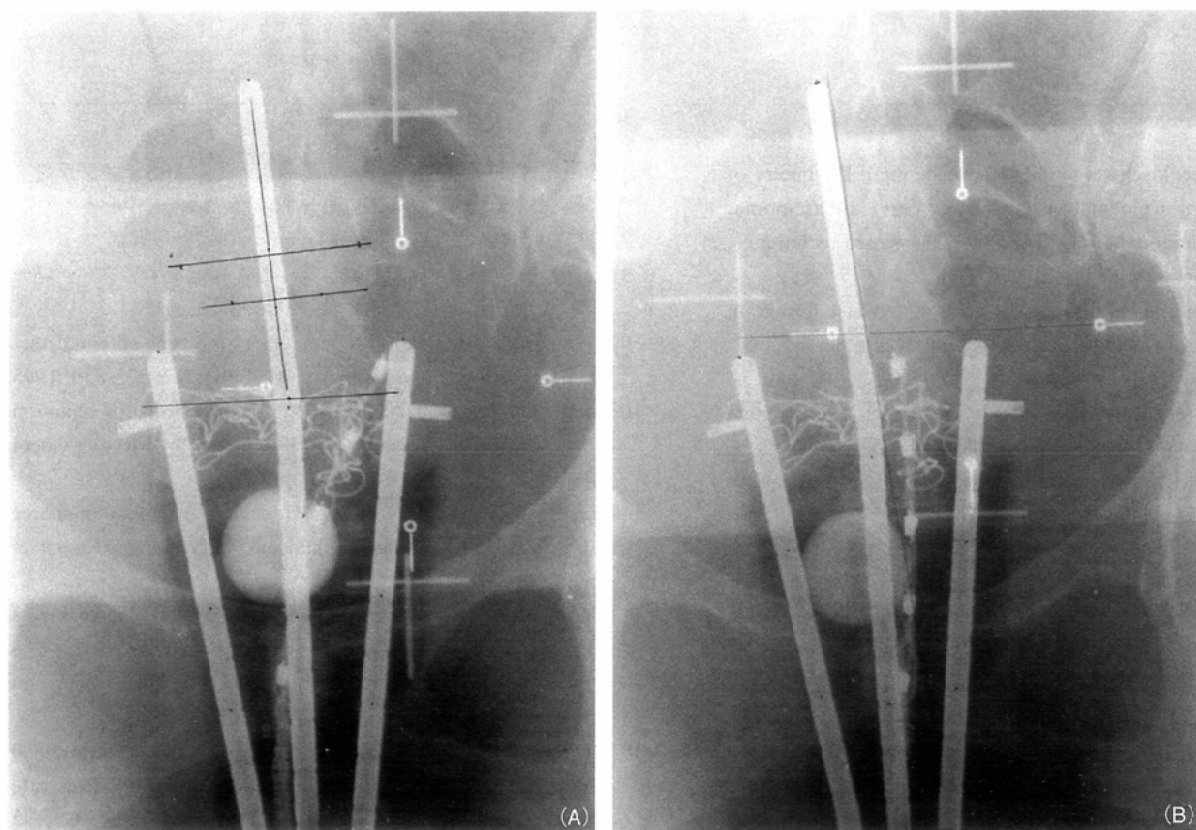


Fig.8 X-ray radiographs of before (A) and after (B) irradiation (46y, female). Differences in the positions of the applicator and 5-channel detector before and after irradiation are shown.

2.5mmのアプリケーションの移動があったと報告している。

現在、高線量率腔内照射の傾向として1個のIr-192線源を用いたシステムが増えつつある。1個の線源システムでは複数の線源を使用したシステムに比べ照射時間が多少長くなる欠点があるが、逆にこの欠点を利用し、線源からのガンマ線の影響がない状態で照射中のアプリケーション位置等を確認することが可能である。

今回の研究ではX線透視像を一旦VTRに録画し、その後にパソコンに取り込んでからアプリケーション等の位置を確認していたが、最近はパソコンレベルでも画像の取り込みが安価で容易にできるので、X線透視装置から透視像を直接取り込むようにすれば照射中の線源位置等をリアルタイムに確認できる。

本研究では、当施設で使用している線量計算ソフトが貧弱なため線源アプリケーションおよび線量計の位置変化の程度、位置変動による線量の変化等の定量的な面については報告できなかったが、今後これらの定量的な面についても検討が必要である。

Feroldi⁵⁾らは、線量計算システムによって最大18% (点線

源)および52% (線線源)の計算誤差が生じることを報告しており、線量計算に関する要因についての検討も必要である。計算値と測定値を比較した場合には、計算値が高くなる傾向があり、特に線源アプリケーションの減弱補正についての検討が必要と考える。

また、線源強度(Air Kerma)についてもわれわれの測定値とメーカー検定値では、測定値が約6%高くなっている。この差異の原因についてははっきりしないが、線源強度の出力測定についても検討が必要である。

結 語

Ir-192RALSにおける計算値と測定値の乖離の要因について検討した。

線量測定系のみ起因する測定値と計算値の乖離の期待値は約9%と推定された。

両者の乖離の大きな要因は、線源アプリケーションおよび線量計の照射中の動きであり、固定器具を使用することでこれを抑制できた。

文 献

- 1) Kapp KS, Stueckelschweiger GF, Kapp DS, et al: Dosimetry of intracavitary placements for uterine and cervical carcinoma: results of orthogonal film, TLD, and CT-assisted techniques. *Radiother Oncol* 24: 137-146, 1992
- 2) Hunter RD, Wong F, Moore C, et al: Bladder base dosage in patients undergoing intracavitary therapy. *Radiother Oncol* 7: 189-197, 1986
- 3) ICRU Report 38: Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. 1985
- 4) Chow H, Lane RG, Rosen II: Uncertainty in dose estimation for gynecological implants. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 19: 1555-1559, 1990
- 5) Feroldi P, Galelli M, Belletti S: A comparison of accuracy of computer treatment planning system in brachytherapy. *Radiother Oncol* 24: 147-154, 1992
- 6) 森 剛彦: シミュレータ装置の性能と取り扱い. 佐方周防, 川島勝広 編: JARSモノグラフ, No.1, RALSの線量計算基準—子宮頸癌治療を中心として, p.39-49, 1987, 放射線治療システム研究会, 東京
- 7) 高橋賢一, 佐方周防: シミュレータによる線源位置取得の際の誤差の解析. 佐方周防, 川島勝広 編: JARSモノグラフ, No.1, RALSの線量計算基準—子宮頸癌治療を中心として— p.35-38, 1987, 放射線治療システム研究会, 東京
- 8) 川島勝広, 星野一雄, 平岡 武, 他: 高線量率アフターローダの出力測定. *日医放物理会誌* 1: 3-10, 1981
- 9) Piermattei A, Azario L, Monaco G, et al: p-type silicon detector for brachytherapy dosimetry. *Med Phys* 22: 835-839, 1995
- 10) Meli JA, Meigooni AS, Nath R: On the choice of phantom material for the dosimetry of ¹⁹²Ir sources. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 14: 587-594, 1988
- 11) van't Riet A, Mak ACA, te Loo HJ, et al: Verification of source position in interstitial and intraluminal brachytherapy. *Radiother Oncol* 33: 167-170, 1994
- 12) Thomadsen BR, Shahabi S, Stitt JA, et al: High dose rate intracavitary brachytherapy for carcinoma of the cervix: The Madison system: II. Procedural and physical considerations. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 24: 349-357, 1992
- 13) Zwicker RD, Atari NA, Kavangh BD, et al: Clinical use of a digital simulator for rapid setup verification in high dose rate brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 33: 931-936, 1995