

前立腺癌に対する高線量率密封小線源治療時の ニードル位置ズレによる線量変化

Dosimetric Evaluation of Needle Position Variation in High Dose Rate Brachytherapy for Prostate Cancer

倉田 雄一¹⁾, 上田 伸一²⁾, 高松 繁行³⁾, 武村 哲浩⁴⁾, 能登 公也⁵⁾, 小島 礼慎⁵⁾, 磯村 直樹⁶⁾

1) 医療法人社団まえたクリニック 2) 津山整形外科クリニック
3) (医師), 博士 (医学), 金沢大学附属病院 放射線治療科 4) 博士 (保健学), 金沢大学医薬保健研究域 保健学系
5) 博士 (保健学), 金沢大学附属病院 放射線部 6) 修士 (保健学), 金沢大学附属病院 放射線部

Key words: high dose rate brachy therapy, prostate cancer, needle offset, Gel phantom

【Abstract】

In prostate cancer treatment with high dose rate brachytherapy, we sometimes experienced that brachytherapy needles are displaced in the second or subsequent treatment. In this study, dose difference due to needle displacement in high dose rate brachytherapy for prostate cancer was investigated.

A phantom, which brachytherapy needles were inserted into, was made for this study. The needle positions were referred from six cases who were underwent brachytherapy for prostate cancer. The phantom was scanned with a CT scanner then brachytherapy plans were created by a treatment planning system. Displacement of the needle was simulated by applying offset for the source position from 0 mm to -12 mm to the treatment plan. Averaged dose of peripheral regions of a clinical target volume (CTV) and D_{100} (cGy), D_{90} (cGy) for CTV were calculated from the dose distribution by simulating each offset of the source position. D_{2cc} (cGy) for rectum were calculated as well.

As a result, in the case the offset exceeded -2 mm, the difference of the averaged doses in the superior and inferior slices exceeded 5% compared to the default source position. The other dose indexes, D_{90} (cGy), D_{100} (cGy), D_{min} (cGy) for CTV and D_{2cc} (cGy) for rectum also exceeded the difference of 5% in the case of the offset was below -4 mm or -7 mm. For safe brachytherapy treatment, the displacement of needle position should be within -3 mm.

【要旨】

前立腺癌に対するHDRでは、2回目以降の照射の際にニードルの位置ズレが生じる。本研究ではニードルの位置ズレを模擬し、線量の変化を評価した。

ニードルを挿入したファントムでニードル位置ズレを模擬するために、治療計画でオフセット値を0 mmから-12 mmまで変えし各線量分布を求め、前立腺辺縁部分の線量と前立腺に対する D_{100} , D_{90} を求めた。

その結果、頭側足側スライスでオフセットが-2 mmの際、前立腺辺縁部分の平均線量の線量差は5%を超えた。基準位置と比較して線量が5%を超えるため、ニードル位置ズレは-3 mm以内にする必要がある。

緒 言

前立腺癌に対する放射線治療方法は、外部照射・低線量率密封小線源治療・高線量率密封小線源治療がある

り、高線量率密封小線源治療では、単独療法、外部照射との併用療法、ホルモン療法との併用などがある。リスク分類では、低～中リスク群では単独、中～高リスク群では外照射併用が有用とされ、適応はT3bまででグリソンスコアやPSAは特に制限を設けないことが多い¹⁻⁶⁾。

前立腺癌に対する高線量率密封小線源治療では、19 Gy/2 f・18 Gy/3 fなどの複数回照射が行われることが多い¹⁻⁹⁾。2回目の照射は6時間以上空けるため、その間、線源挿入のためのニードルを前立腺に刺したまま安静にする^{1,5)}。しかしながら、2回目以降の照射前にcomputed tomography (CT) 撮影を行いmulti planer reconstruction画像で確認した際、ニードル位置が5～10 mm抜ける方向にズレている事例が6年間120例のうち20%程度あった。また先行研究でも同様の事例が報告されているが、その際の線量評価を行っていても、ニードルの位置ズレによる影響を詳細に評価したものはない^{1,2,4-9)}。前立腺への線量の過不

KURATA Yuuichi¹⁾, UEDA Shinichi²⁾,
TAKAMATSU Shigeyuki³⁾, TAKEMURA Akihiro⁴⁾,
NOTO Kimiya⁵⁾, KOJIMA Hironori⁵⁾,
ISOMURA Naoki⁶⁾

- 1) Maeda Orthopedic Clinic
- 2) Tsuyama Orthopedic Clinic
- 3) Ph.D./Department of Radiation Therapy, Kanazawa University Hospital
- 4) Ph.D./Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University
- 5) Ph.D./Department of Radiology, Kanazawa University Hospital
- 6) M.S./Department of Radiology, Kanazawa University Hospital

Received March 23, 2021; accepted February 15, 2022

足や危険臓器への過照射の可能性があるため、ニードル位置ズレによる線量への影響を明らかにする必要がある。本研究では、前立腺癌に対する高線量率密封小線源治療時に、自作ファントムを用いてニードル位置がズレることによる線量の変化を求めた。

1. 方法

1-1 ファントム作成

プラスチック容器 ($230 \times 160 \times 175 \text{ mm}^3$) の足側側面にニードル刺入用テンプレート ($72 \times 70 \times 10 \text{ mm}$, 穴の直径は 2 mm , 配置は縦8個・12個, 横12個・14個, 縦横共に角に取り付けねじがある) を貼り付けた。なお、テンプレート中心が容器中心となるようにし、高さ方向に関してはファントム底面から 105 mm の位置とした。容器内に長さ 200 mm , 直径 1.9 mm の金属製ニードルを穿刺できるように加工し、さらに底面から 65 mm と 98 mm の高さにそれぞれ直腸線量計と膀胱線量計を挿入できるようなプラスチック製の管を設置した。本研究のために自作したファントムを Fig.1 に示す。

実臨床で実施された症例から、60歳から75歳までの低〜中リスクの6症例をランダムに選択し、その治療時のニードル配置を用いた。本研究はファントムから得られたデータ解析のため、金沢大学附属病院では倫理委員会からの承認は不要とされている。テンプレートを介してニードルを穿刺し6症例パターンのファントムを用いた。ニードルの本数も選んだ症例に合わせて15〜17本とした^{7,9,10}。なお、透視装置 IBU-Digital (Elekta AB) を使用し画像上でニードル位置を確認しながら配置した。

1-2 治療計画

6パターンのファントムをCT装置 Aquilion TSX-210A LB (キヤノンメディカルシステムズ) を用いて撮影した。撮影条件は管電圧 120 kV , 管電流 50 mA , 回転時間 3.0 s , ノンヘリカルスキャン, 検出器配列 $1 \text{ mm} \times 16$, ビーム幅 16 mm , 再構成は、スライス厚 2 mm , スライス間隔 2 mm , display field of view は 200 mm とし撮影範囲はファントム全体を含むように設定した。

撮影したファントムのCT画像を計画装置 Oncentra Brachy V4.5.3 (Elekta AB) に転送し治療計画を行った。線源はイリジウム192であり検定日での放射能は 370 GBq , 線源のペレットサイズは長さ 3.5 mm , 直径は 0.6 mm . 線源カプセルサイズは長さ 4.5 mm , 直径 0.9 mm , 線源の中心は先端より 2.0 mm , 線源カプセルはスチールワイヤに連結されており長さは $1,500 \text{ mm}$ である。計算アルゴリズムはAAPM Task Group 43のdose formalismを使用した¹¹。ニードル刺入と同じ症例の位置や体積を参考にして、Clinical target volume (CTV) = Planning target volume (PTV) のregion of interest (ROI) を作成した。CTVの形状は各患者のCTVの頭尾方向, 半径はアイソセンターでの幅と高さを模した。直腸・尿道も元の治療計画におけるアイソセンター面での幅と高さを模したROIを6パターン作成した。ROIと測定点を Fig.2 に示す。6パターン作成したCTVのサイズの平均は、左右 $43.5 \pm 4.0 \text{ mm}$, 腹背 $32.5 \pm 4.6 \text{ mm}$, 頭尾 $36.7 \pm 3.6 \text{ mm}$, 体積の平均は $41.1 \pm 9.5 \text{ cc}$ であった。この体積はKim Yらの前立腺体積を測定した論文と同等の値である^{7,10}。ファントムに挿入された管に合わせて $6 \pm 0.9 \text{ mm}$, 頭尾方向の長さ $99.2 \pm 15.5 \text{ mm}$ の尿道ROIを設定した。また同様に、左右

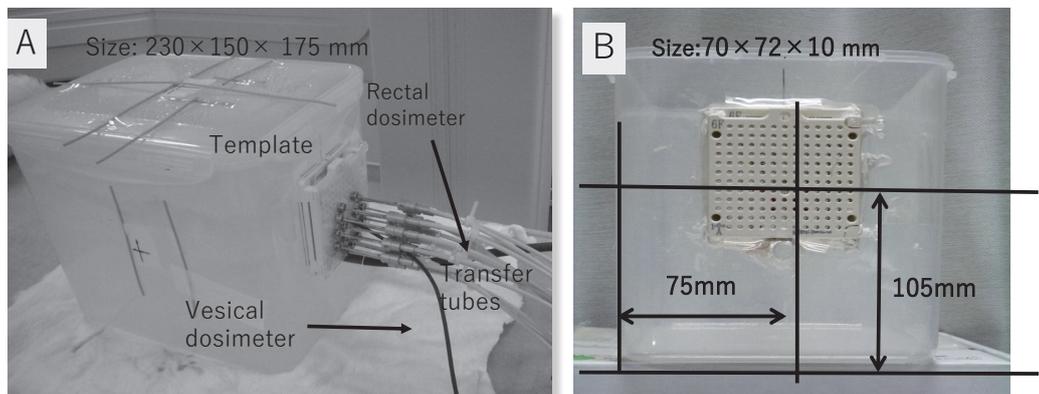


Fig.1 The phantom for the simulation and measurement.

Image A shows overview of the phantom, image B shows a needle template on the gel phantom.

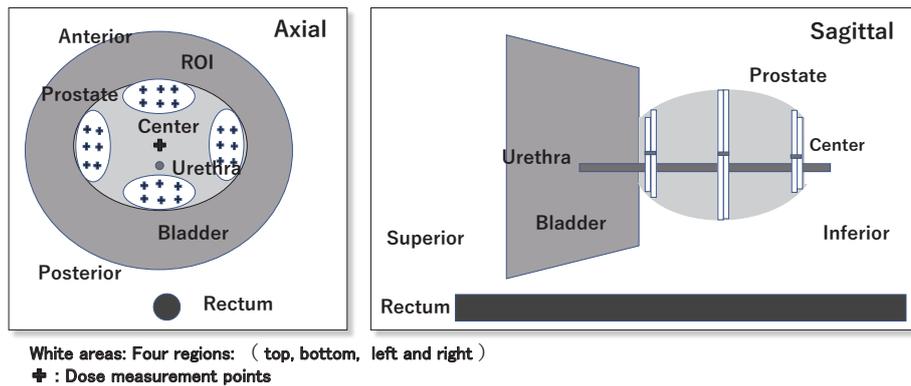


Fig.2 Structures for planning and measurement points.

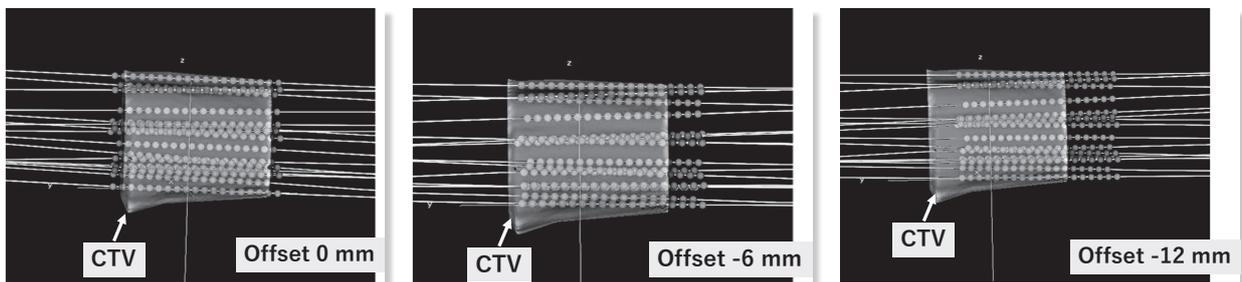


Fig.3 Source offset and positions.

Spheres in each images denote source stop positions.

32.9 ± 4.7 mm, 腹背31.5 ± 3.6 mm, 頭尾方向93.7 ± 13.8 mmの直腸ROIを作成した. ニードル配置に応じてカテーテルリコンストラクションを実施した. 線源停止点は2.5 mm 間隔でCTV全体をカバーし, 3方向に対して線源1個分(2.5 mm) はみ出すように配置した.

ファントムのCTVのD_{90%} (cGy) が950 cGy以上, かつ直腸のD_{2cc} (cGy) が950 cGy以下の線量制約を満たすように線源停留点と線源停留時間を調整する幾何学的立体法を用いて最適化を実施し, 線量を処方した^{1,4-7,10)}. 線源停止位置は使用したニードルの先端が盲端なため先端から-10 mmが最深部となる. その位置をニードル位置ズレのない基準位置(オフセット0 mm)とし, 足側へ抜けていくことを想定しマイナスとした. 基準位置に対してオフセット値を変化させることで, ニードルがズレた際の照射を模擬した. オフセット値の変化量は1 mmごととし, 0 mmから-12 mmまでとした. オフセットと線源停留位置の関係をFig.3に示す. オフセットが-6 mm, -12 mmと大きくなるとCTVから線源の停留位置が外れる.

1-3 線量の確認

計画線量を確認するため, 完成した1つのプランのオフセットが0 mmのプランを高線量率密封小線源

治療装置Microselectron HDR-V2 (Elekta AB) に転送し, ファントム内ニードルとマイクロセレクトロンHDRを移送チューブで連結し照射した. 直腸線量計・膀胱線量計を用いて直腸線量(5点)・尿道線量(1点)を実測し, 計画線量と比較した. この際, ファントム内部には, 水5,000 mlに対してKIゲル高吸水性樹脂(クラレ)175 gを溶解しゲル化させたKIゲルで充填した. また水・ボラス(Rad Care Products)も使用した. KIゲルおよびボラスはニードル保持のために使用した.

直腸・尿道線量の実測のために(材質はKIゲルと水), 直径7 mmの検出器が15 mm間隔に5個配列された直腸線量計: Semiconductor probe Type 9112 (PTW), 直径2.5 mmの1個の検出器を有する膀胱線量計: Semiconductor probe Type 9113 (PTW), および電位計: MULTIDOS T10004 (PTW)を用いた. 透視装置 IBUを使用し, 透視画像で位置確認をしながら直腸線量計および膀胱線量計を配置した. 直腸線量計は前後左右は直腸の中心で, 体軸方向は前立腺の中心が線量計の3番目が中心になるように配置した. この中心がCTVの中心になる. 膀胱線量計は尿道の線量を想定し, 体軸方向の検出器の中心がCTVの中心になるように配置した.

1-4 オフセットと線量の評価

ニードルが抜けたときの線量の評価は、計画装置による計算線量によって行った。CTVの最も頭側・中心、および最も足側のスライスに、上下左右の4領域のROI、それぞれ左右と腹背方向の中心とし長径平均 15.4 ± 3.9 mm、短径 4.0 ± 0.8 mm、体積 0.13 ± 0.05 ccを設定した (Fig.2)。計画装置でROIを作成するのに最低2スライスが必要なため2スライスを用いた。

オフセットによる影響を確認するため、計画装置で上下左右4領域のROIに対する平均線量を求めた。

4領域のROIの平均線量は、作成した4領域のROIの中におおの6点の測定点を線源停止点に重ならないように均等に設定し、ポイント線量を求めた。頭側・中心・足側の各スライスにおいて、4領域内の測定点のポイント線量を平均し各スライスの平均線量とした。

頭側・中心・足側の各スライスで、オフセットによるCTVの周辺領域の線量と中心の線量への影響を求めた。上述の4領域のROIに設定した測定点の平均線量を周辺領域の平均線量とし、頭側・中心・足側の各スライスのCTV中心の線量を中心線量として、各スライスごとにオフセットによる変化を確認した。

CTVに対する $D_{100\%}$ (cGy)・ $D_{90\%}$ (cGy)・ D_{\min} (cGy)・ D_{mean} (cGy)・ D_{max} (cGy)・conformity index (CI)、さらに直腸 $D_{2\text{cc}}$ (cGy) も求めた¹²⁻¹³⁾。ICRUの勧告では、放射線治療に腫瘍への投与線量が7~10%変化すると腫瘍への局所制御率に影響するため、線量に関する全体の不確かさを $\pm 5\%$ 、空間的な全体の不確かさを ± 5 mmの精度で管理が必要であると報告している¹⁴⁻¹⁷⁾。AAPMTG-13 (1984年) およびTG-142

(2009年)でも同様な報告がされている。その許容範囲となるオフセットを求めるため、基準となるオフセット0 mmでの線量との線量差が5%と10%を超えるときのオフセット値を求めた。

2. 結果

計画線量を確認するため、今回使用したファントムにKIゲルまたは水を満たし、直腸線量・尿道線量を測定した結果をTable 1に示す。測定値と計画線量値の差は直腸で2%以内、尿道は8%以内であった。KIゲルと水を比較すると3%以内であった。婦人科の症例で一般的に10%程度の誤差をよく見受ける、尿道は8%以下で比較的良好な結果であった¹⁸⁻²⁰⁾。

CTVの頭側・中心・足側におけるROIの平均線量の変化をFig.4に示す。頭側断面では減少し勾配は途中で変化し、オフセット-2 mmで基準位置との線量差が5%を超え、-3 mmで基準位置との線量差が10%を超えた。中心断面ではオフセット値に依存して増加、オフセット-5 mmで線量差が5%を超え、-8 mmで線量差が10%を超えた。また足側断面ではオフセット値に依存して増加し、オフセット-2 mmで線量差が5%を超え、-3 mmで線量差が10%を超えた。中心断面と比べ足側断面では勾配は急である。

CTV各断面の辺縁と中心のポイント線量変化をFig.5に示す。CTV頭側断面の辺縁ではオフセット値に依存して線量が減少し、オフセット値-2 mmで基準位置との線量差が5%を超え、-3 mmで基準位置との線量差が10%を超えた。この断面の中心ではオフセット値に依存し線量が減少し、オフセット値-2 mmで5%を超え、-3 mmで10%を超えた。CTV中央断

Table 1 Measured dose and calculated dose and in water and KI gel.

	Dose position	Measured value (cGy)	Planned dose (cGy)	Ratio (%)
Rectal dose	1	1539.0	1595.6	103.68
	2	2017.0	2126.8	105.44
	3	2209.0	2321.8	105.11
	4	2313.0	2278.1	98.49
	5	1830.0	1798.8	98.30
Urethral dose	1	1282.0	1380.3	107.66

	Dose position	Water value (cGy)	KIgel value (cGy)	Ratio (%)
Rectal dose	1	1872.6	1886.0	100.72
	2	4334.2	4324.2	99.77
	3	6244.4	6010.4	96.25
	4	2704.0	2595.0	95.97
	5	1113.6	1100.6	98.83
Urethral dose	1	4743.0	4625.6	97.52

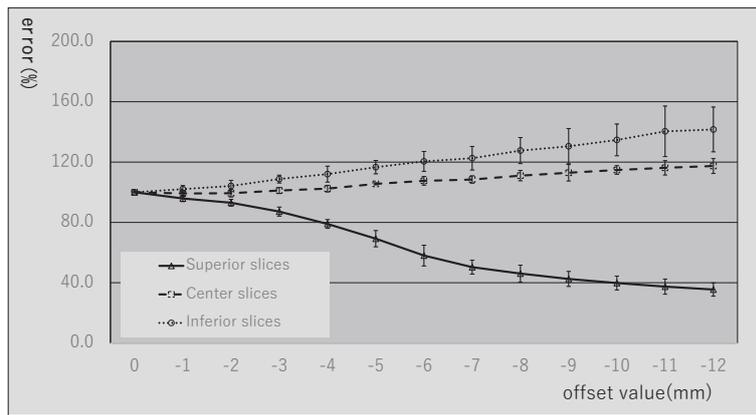


Fig.4 Difference from the original dose in the superior, center and inferior slices.

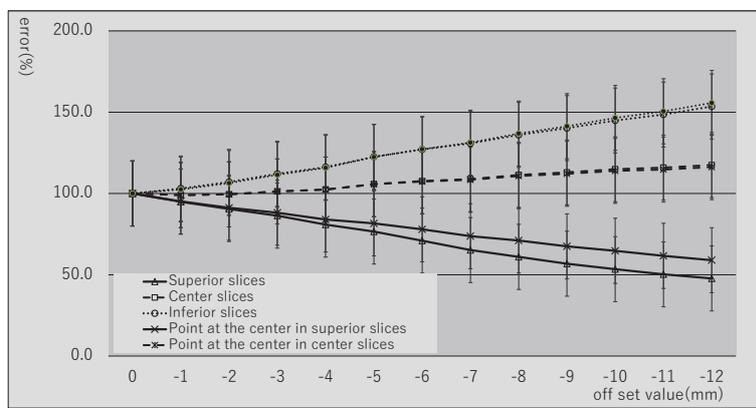


Fig.5 Difference from the original dose at the boundary region and the center of the prostate in the superior, center and inferior slices.

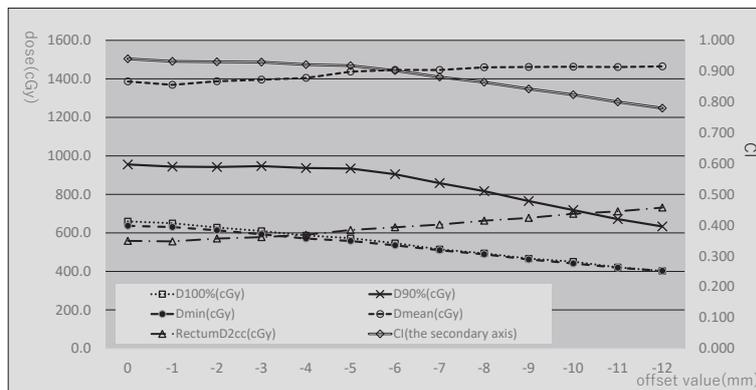


Fig.6 D_{100%} (cGy) · D_{90%} (cGy) · D_{min} (cGy) · D_{mean} (cGy) · and CI for CTV · and D_{2cc} (cGy) for rectum.

面の辺縁では線量はオフセット値に依存し上昇し、オフセット値-4 mmで5%を超え、-8 mmで10%を超えた。この断面の中心では線量は増加し、オフセット値-5 mmで5%を超え、-8 mmで10%を超えた。CTV足側断面の辺縁は増加し、オフセット値-2 mmで5%を超え、-4 mmで10%を超えた。この断面の中心では線量は増加し、オフセット値-2 mmで5%を超え、-3 mmで10%を超えた。

CTVのD_{100%} (cGy) · D_{90%} (cGy) · D_{min} (cGy) · D_{mean} (cGy) · CI for CTV, および直腸D_{2cc} (cGy) の変化を Fig.6示す。D_{100%} (cGy) は減少し、オフセット値-3 mmで5%を超え、-5 mmで10%を超えた。D_{90%} (cGy) は減少し、オフセット値-6 mmで5%を超え、-7 mmで10%を超えた。線量はオフセット値0 mmで955 cGy, -6 mmで904.7 cGy, -7 mmで858 cGyであった。D_{min} (cGy) はD_{100%}

(cGy) と同じように減少し、オフセット値-3 mmで5%を超え、-5 mmで10%を超えた。D_{mean} (cGy) は上昇し、オフセット値-7 mmで5%を超え、測定範囲内では10%を超えなかった。CIは減少し、オフセット値-7 mmで5%を超え、-10 mmで10%を超えた。直腸D_{2cc} (cGy) は増加し、-4 mmで5%を超え、-6 mmで10%を超えた。D_{max} (cGy) は測定内では変化はなかった。

3. 考察

ROI線量とポイント線量の結果から、頭側ではオフセット値-2 mmで基準位置との線量差が5%を超えた。中心では上昇しオフセット値-5 mmで5%を超えた。足側ではオフセット-2 mmで5%を超えた。オフセット値の増加に従って線量分布が足側に変移するためと考えられる。Fig.7に線量分布を示す。

一方、CTV中央では頭側や足側と比べその影響は少ないと考える。D_{90%} (cGy) ではオフセット値-6 mmで基準位置との線量差が5%を超えたが、D_{min} (cGy) とD_{100%} (cGy) ではオフセット値-3 mmで5%を超えた。直腸D_{2cc} (cGy) ではオフセット値-4 mmで基準位置との線量差が5%を超えた。以上の結果から、直腸線量の増加を抑え、CTVの線量を担保しつつホットやコールドな線量域を減らすためには、線量差が5%を超えた一番小さいオフセット値-3 mmがニードルのズレの許容限度と考える¹⁴⁻¹⁷。先行研究によると4~7 mmと報告されている⁶⁻⁹。線量差を10%とするとこ

の値になる。われわれの研究と違い患者のデータであり、患者の場合、ニードルのズレ以外にCT撮影時の体のねじれや膀胱の尿、直腸内の便やガスなどの影響も考えられる。ニードルを前立腺全体に均等に刺入しCTV+マージンのプランを作成したとしても-3 mmが限度と思われる¹⁴⁻¹⁶。ニードルのズレの原因には前立腺の浮腫や患者の体動などが考えられる。これにより、CTV頭側の線量不足、会陰部や直腸の被ばく増加が考えられる^{2,4,5,7,9}。解決策として、PTVマージンを付加する方法やニードル位置を調整する方法があるが、照射時間の延長や患者の待機時間の延長が考えられる。それ故、同一CT画像による複数回照射の場合は、照射前にCT撮影などによるニードルのズレが許容内であることを確認することが重要と考える^{1,2,4,7,9}。

また密封小線源治療診療・物理QAガイドラインで患者ごとの品質保証(QA)が必要であり、直腸線量や尿道線量を照射時に測定するのが理想と考えるが、線量計の挿入は侵襲的であり現実的ではないため、2回目以降のプランをファントムに置き換えてニードルがどれだけズレていたか測定し、3 mm以内に入っているか確認する品質保証をすることが望ましい¹⁶⁻¹⁷。事前実験としてファントムの材質をKIゲル、水、水透過物質であるポーラスと変化させた際の直腸線量・尿道線量を実測した結果では、水との比較でKIゲルは-2.8%、ポーラスは-3.3%となり、材質による線量差はポーラスと同等であった。

本研究はファントム研究であり、臨床症例を用いていない。そのため特に直腸内の便やガス、それによる前立腺の形状変化などにより今回の結果を逸脱する可能性もある。またオンセントラ マスタープランを用いたイリジウム192による線量であり、特に他の線源を用いた場合は検討していない。ニードルの位置誤差も挿入したニードル全部がズレる想定で行っており、一部のニードルのみズレることは検討できていない。本研究はファントムを用いシンプルな標的や周囲組織を模した検討である。実際の症例の場合に不均質補正が可能な治療計画装置を用いて計画した場合、本研究の結果と異なる可能性があるため検討の必要がある。

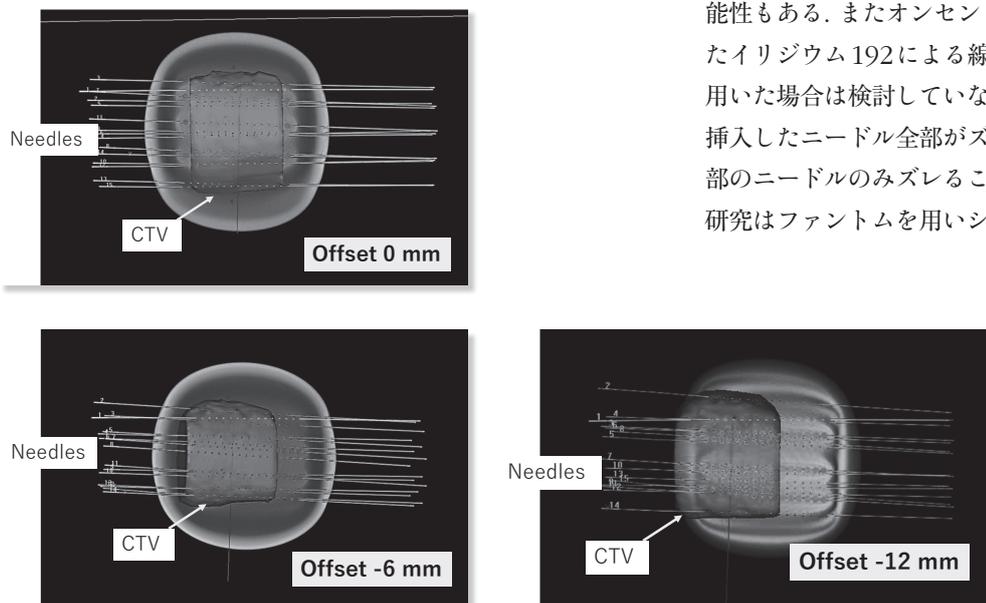


Fig.7 Source offsets and dose distributions.

4. 結語

ファントム実験により、前立腺（CTV）に対する高線量率密封小線源治療時のニードル位置ズレによる線量への影響を確認した。線量誤差5%までを許容すると、ROIの線量およびポイント線量はオフセットが頭側で-2 mm以上、中心で-4 mm以上、足側は-2 mm以上で5%を超えた。D_{90%} (cGy) ではオフセット値-6 mmで基準位置との線量差が5%を超えたが、D_{min} (cGy) とD_{100%} (cGy) ではオフセット値-3 mmで5%を超えた。直腸D_{2cc} (cGy) ではオフセット値-4 mmで基準位置との線量差が5%を超えた。安全側に設けるのが妥当と思われるため、ニードルの位置ズレは-3 mm以内と考える。

謝辞

本研究を実施するに当たり、ご協力いただいた金沢大学附属病院放射線部の皆さまに深く感謝を申し上げます。またファントム作成時にアドバイスを頂いた丸文通商 山本信一氏、マイクロセレクトロン・オンセントラ装置の仕様についてアドバイスを頂いた千代田テクノロ 関根祐輝氏、藤村洵貴氏に深く感謝申し上げます。

利益相反

この研究に関し、筆頭著者および共著者全員に申告する利益相反はない。

表の説明

Table 1 測定値と計画線量・水とKIゲルの測定値

図の説明

- Fig.1 使用したファントム A：ファントム外寸，B：テンプレート
 Fig.2 CTVの測定点・ROI配置図
 Fig.3 オフセットと線源停留位置
 Fig.4 4ROIの誤差
 Fig.5 辺縁と中心各断面4部位6点の誤差
 Fig.6 CTVのD₁₀₀ (cGy)・D₉₀ (cGy)・D_{min} (cGy)・D_{mean} (cGy)・CI・および直腸D_{2cc} (cGy) の結果
 Fig.7 オフセットと線量分布

参考文献

- 1) 日本放射線腫瘍学会 編：IV. 前立腺癌—高線量率組織内照射—, 放射線治療計画ガイドライン, 254-258, 金原出版株式会社, 東京都, 2020.
- 2) 坂本直孝, 他：当院における前立腺癌に対する放射線外照

- 射併用高線量率ブラキセラピーの治療成績. 日泌尿会誌, 102(4), 621-627, 2011.
- 3) 黒田 功, 他：埼玉医科大学病院における前立腺癌に対する高線量率組織内照射の経験. 埼玉医科大学雑誌, 33(3, 4合併号), 41-45, 2006.
- 4) Yamada Y, et al.: American Brachytherapy Society consensus guidelines for high-dose-rate prostate brachytherapy. Brachytherapy. 11, 20-32, 2012.
- 5) 中野隆史, 他：密封小線源治療—診療・物理QAガイドライン—. 日本放射線腫瘍学会小線源治療部会ワーキンググループ. 3, 15-21, 30-36, 2013.
- 6) Takenaka T, et al.: Assessment of Daily Needle Applicator Displacement during High-Dose-Rate Interstitial Brachytherapy for Prostate Cancer using Daily CT Examinations. J Radiat Res, 53, 469-474, 2012.
- 7) Kim Y, et al.: Measurement of craniocaudal catheter displacement between fractions in computed tomography-based high dose rate brachytherapy of prostate cancer. J Appl Clin Med Phys. 8(4), 1-13, 2007.
- 8) 三上麻里, 他：前立腺癌高線量率組織内照射における治療期間中のアプリケータ偏位について. 日本放射線腫瘍学会—小線源治療部会第9回研究会抄録一, 9, 225, 2007.
- 9) Steven J D, et al.: Needle displacement during HDR brachytherapy in the treatment of prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 46(5), 1205-1211, 2000.
- 10) 神谷伸彦, 他：前立腺癌に対する高線量率組織内照射におけるアプリケータ刺入本数に関する検討. 川崎医学会誌, 45, 131-138, 2019.
- 11) Nath R, et al.: Dosimetry of interstitial brachytherapy sources, Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. Med Phys, 22(2), 209-234, 1995.
- 12) S. W. Hadley, et al.: Difficulty of pancreas IGRT Using CBCT. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, Volume 87, Number 2S, Supplement, 3353, S720-S721, 2013.
- 13) 佐々木幹治, 他：複数の治療計画装置を用いた前立腺IMRT計画の比較検討. 日放技学誌, Vol.69 No.7 Jul, 761-772, 2013.
- 14) AAPM RADIATION THERAPY COMMITTEE TASK GROUP 24: PHYSICAL ASPECTS OF QUALITY ASSURANCE IN RADIATION THERAPY, AAPM REPORT, No.13. 1994.
- 15) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures. Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements, 13(1), 1976.
- 16) Eric E. Klein, et al.: Quality assurance of medical accelerators. AAPM Task Group, 142, 2009.
- 17) 高久祐治：米国におけるQA実施状況. 放射線医学物理, Vol.16 No.4, 228-235, 1996.
- 18) 能勢隆之, 他：ガラス線量計Dose Aceを用いた組織内照射線量の測定. 日本放射線腫瘍学会—小線源治療部会第3回研究会抄録一, 6, 2001.
- 19) 坂田耕一, 他：子宮頸癌HDR-RALS治療における直腸線量実測による線量評価. 日本放射線腫瘍学会—小線源治療部会第5回研究会抄録一, 6, 2003.
- 20) 兼安祐子, 他：子宮頸癌画像誘導3次元腔内照射の治療経験. 一般社団法人日本癌治療学会第54回演題抄録, 10, 2016.