原 著

論文受付
2015年7月27日

論文受理
2016年1月25日

Code No. 753

Web camera を用いた高線量率小線源治療装置の 品質保証システム

廣瀬麻子 上田悦弘 大平新吾 五十野優 辻井克友
乾 翔輝 正岡 祥 谷口 真 宮崎正義 手島昭樹

大阪府立成人病センター放射線治療科

緒 言

高線量率小線源治療 (high dose rate brachytherapy: HDR-BT) は放射性線源を腫瘍近傍あるいは腫瘍内に留置させることで、腫瘍に対して高い線量集中性を確保できる¹⁾。従来は X 線画像を用いた二次元治療計画であったが、最近では治療計画に computed tomography (CT) 画像や magnetic resonance imaging (MRI) 画像が用いられ、腫瘍やリスク臓器の位置を明確に認識できる画像誘導小線源治療 (image guided brachytherapy: IGBT) が導入された²⁾。膀胱、直腸、S 状結腸等の子宮周囲の臓器が描出されるため、これらのリスク臓器に対する不必要な線量を低減でき、また、アプリ

ケータと clinical target volume (CTV) の位置関係の把握が可能であり、腫瘍に合わせてアプリケーション内の線源停留位置や停留時間の調節が可能である。

IGBT が導入され小線源放射線治療の高精度化が進展する中で、臨床において定量性に優れた有効な品質保証 (quality assurance: QA) システムが求められている。線源の停留位置・時間は投与線量分布に直接影響を与える項目であり、QA の必須項目であるが、従来の停留位置の QA 方法はフィルムを用いて線源の位置を間接的に測定、推測するものが主であった³⁾。Evans らは模擬線源を挿入したアプリケーションをフィルムに密着させ、透視装置で曝射した後、密着させた

A Quality Assurance (QA) System with a Web Camera for High-dose-rate Brachytherapy

Asako Hirose,* Yoshihiro Ueda, Shingo Oohira, Masaru Isono, Katsutomo Tsujii, Shouki Inui, Akira Masaoka, Makoto Taniguchi, Masayoshi Miyazaki, and Teruki Teshima

Department of Radiation Oncology, Osaka Medical Center for Cancer and Cardiovascular Diseases

Received July 27, 2015; Revision accepted January 25, 2016

Code No. 753

Summary

Purpose: The quality assurance (QA) system that simultaneously quantifies the position and duration of an ¹⁹²Ir source (dwell position and time) was developed and the performance of this system was evaluated in high-dose-rate brachytherapy. **Methods:** This QA system has two functions to verify and quantify dwell position and time by using a web camera. The web camera records 30 images per second in a range from 1,425 mm to 1,505 mm. A user verifies the source position from the web camera at real time. The source position and duration were quantified with the movie using in-house software which was applied with a template-matching technique. **Results:** This QA system allowed verification of the absolute position in real time and quantification of dwell position and time simultaneously. It was evident from the verification of the system that the mean of step size errors was 0.3 ± 0.1 mm and that of dwell time errors 0.1 ± 0.0 s. Absolute position errors can be determined with an accuracy of 1.0 mm at all dwell points in three step sizes and dwell time errors with an accuracy of 0.1% in more than 10.0 s of the planned time. **Conclusion:** This system is to provide quick verification and quantification of the dwell position and time with high accuracy at various dwell positions without depending on the step size.

Key words: high-dose-rate brachytherapy, quality assurance, dwell time, dwell position

*Proceeding author

Fig. 1 The quality assurance (QA) system with a web camera.
 (a) The arrangement of HDR QA. A web camera was fixed 15 cm above a source position check ruler and controlled by a PC installed outside through a 10-m USB cable.
 (b) The positional relationship between the web camera and position check ruler.
 (c) An ^{192}Ir source recorded by the web camera was identified clearly at real time.

ままアプリケーション内に Ir-192 線源を停留させた。こうすることで、フィルム上で模擬線源陰影と Ir-192 線源による露光が重なり、治療計画と実線源との位置を確認した⁴⁾。フィルム法は簡便で線源位置を確認する方法として有用であるが、線源位置がぼやけるため、精度が十分でない。加えてフィルム法では停留時間の測定が不可能である。

線源の停留位置と時間を同時に測定するシステムとして、Rickey らは半導体検出器とフィルムを組み合わせた方法を提案した⁵⁾。線源の停留位置検出にフィルムとタングステンを用いることで、フィルム上の露光中心とワイヤの位置を比較することで線源の停留位置を確認することができる。また、停留時間の測定は半導体検出器により行った。Smith らは electronic portal imaging device (EPID) を用いた方法を提案しており、停留位置・時間を測定した⁶⁾。Kojima らはプラスチックシンチレータを用いて、線源によるシンチレータからの発光を charge coupled device (CCD) カメラで撮影することで停留位置・時間を測定した⁷⁾。放射線による発光を利用するため部屋を暗室にする必要があり、直接的な停留位置の測定が困難である短所がある。

高線量率小線源治療において、線源の停留位置・時間を同時に測定可能な QA システムについて臨床現場で有効なシステムはなく、その開発は大きな課題である。現状、線源の停留位置・時間を同時に測定でき

るシステムで、定量性、汎用性に優れたものはない。そこで、治療室外の personal computer (PC) から制御でき、安価で購入可能な web camera を用いて、任意で複数の設定点において線源の停留位置・時間について測定する QA システムを考案した。本研究の目的は、web camera を用いた QA システムを構築して、その性能について評価することである。更に高線量率小線源治療装置において、本システムを用いて基本的な線源の停留に関して評価した。

1. 方法

1-1 システムの概要

Fig. 1a に、高線量率小線源治療装置と web camera の配置を示す。治療室外の PC と ELECOM 社製 web camera UCAM-DLH200HSBK を 10 m の universal serial bus (USB) ケーブルでつないだ。USB ケーブルの規格は 2.0、転送速度は 480 Mbit per second、30 枚の画像を転送するのに必要とする時間は 0.08 秒である。Ir-192 線源を内蔵しているマイクロセレクトロン HDR-V2 (Nucletron 社製) と線源位置確認定規 (確認定規、Nucletron 社製) を移送チューブ (Nucletron 社製) を用いて直線につないだ。確認定規 1430~1500 mm の 70 mm 間の線源の停留について測定できるように、確認定規上方 150 mm に web camera を固定した (Fig. 1b)。Web camera は 640×480 ピクセルの画像を 30 フレーム/秒の速度で取り込むことができ、取得中の画像はリアルタイムに確認できた。一定の速度で画像を記録するため、フレーム数と経過時刻が 1 対 1 の関係であり、フレーム数から停留時間を測定できた。十分な光量が得られるよう、卓上に蛍光灯を設置し (Fig. 1a)、フレームレートの低下を防止した。web camera によって撮影された確認定規内に停留する Ir-192 線源を Fig. 1c に示す。線源の先端が治療計画装置で設定された値より 2 mm 前方に突出しているのが目視で確認できた。

1-2 実験条件

・条件 1 step size

1430~1500 mm において各 step size で (2.5, 5.0, 10.0 mm)、線源を 5 秒間ずつ停留させた。

・条件 2 停留時間

1450~1480 mm において 10.0 mm の step size で、各停留時間 (0.1, 0.5, 1.0, 5.0, 10.0, 20.0, 30.0, 40.0 s) で、線源を停留させた。

上記の二つの条件で Ir-192 線源を確認定規内で停留させ、web camera によって録画し、各測定はすべ

Fig. 2 The procedure for detecting edge position of the source using the template-matching technique.

- A template image was defined as the region surrounded by solid lines. The edge of the source was defined as the dotted line.
- To detect the source position on a web camera image, the template-matching performed along the x-axis within the region surrounded by solid lines.
- The edge position on a frame was defined as the point of the maximum of cross correlation value.

て5回ずつ行った。

1-3 解析プログラム

録画された動画を解析用ソフトウェアに転送した。動画より線源の位置と時間を測定するために、解析用ソフトウェアはLabVIEW2009(NATIONAL INSTRUMENTS社製)を用いて、テンプレートマッチングを応用して自作した。解析の手順を示す。線源が画像に映り込んだ瞬間から、最終停留位置を離れたフレームまでの動画から1460 mmに停留している線源をテンプレート画像 $w(x,y)$ (ピクセルサイズ $L \times K$) として囲んだ (Fig. 2a)。更に、マニュアルでテンプレート画像内での線源先端位置を破線で定義して、線源とワイヤの継ぎ目から線源先端までの距離を l とした。各フレームにおいて、Fig. 2b に示す破線の範囲 $N \times K$ [上破線の Y 座標: j , 下破線の Y 座標: $(j+K)$] においてテンプレート画像 w と対応する画像 $f(x+i,y)$

Fig. 3 The correction method of source edge detected by the software.

- The differences between the edge position based on image and actual position was detected at each dwell point.
- The measured positions were correlated by pixel coordinates.

(ピクセルサイズ $L \times K$) の相互相関係数を下記式で計算した。ここで $i=0, 1, \dots, N-1$ である。相互相関係数 $[C(i,j)]$ の分布から $C(i,j)$ が最大となる i に l を加えた座標を破線で示し、線源の先端位置と定義した (Fig. 2c)。

$$C(i,j) = \sum_{x=0}^{L-1} \sum_{y=0}^{K-1} w(x,y) f(x+i,y)$$

ただし、固定された web camera を用いて線源の位置を測定する場合、カメラの光軸中心より線源が外れると光線が web camera に斜めに入射されるため、実際の位置と画像上における定規の読み値に差が生じる。Fig. 3a に 1432~1502 mm の間で、10 mm 間隔に模擬線源の先端を目視によって停留させたときの画像上における定規の読み値と線源の実位置における差を

Fig. 4 Both displacement and velocity for the source were measured by a software. The step line represents the displacement of the source and the spike line represents the velocity of the source. Intervals between spikes were the dwell times.

示す。横軸は、画像中心を0としたときの座標である。画像上の定規の読み値と実際の位置における差は画像中心より外側の位置で留置させた場合でより大きくなることわかる。更に画像中心から左側と右側に留置させたときでエラーの傾きが異なるため、線源の実位置と座標との関係式を画像中心から右側と左側で別々に算出した (Fig. 3b)。Fig. 3b のグラフより算出される補正式を用いて、解析プログラムから測定される線源先端の座標を実測値に変換した。

1-4 Web camera システムの精度検証

構築したシステムの精度検証を行うため、確認規定内で模擬線源の先端が 1480 mm に来るように手動で停留した後、模擬線源が繋がれたワイヤを QUASAR プログラマブル動体ファントム (動体ファントム: Modus Medical Devices 社製) と直線で繋いだ。動体ファントムは 50 ms 間隔でサンプリングしたテキストファイルにて制御され、1450~1480 mm の間を 10.0 mm の step size で駆動させた。各停留点における設定した停留時間は 10.0 s である。録画された動画を解析用ソフトウェアで解析して、step size と停留時間について測定した。測定は 10 回行った。

2. 結果

Fig. 4 に横軸を時間として、条件 1 での 10.0 mm の step size で線源を留置させたときの動画の解析結果を示す。線源の時間的変位を階段状の点線で示し、各停留位置の間隔を線源の移動量として測定した。階段状の信号を微分し、線源の速度をスパイク状の実線で示した。スパイクが立ち上がる位置 (ピークの 10 分の

1 の高さ) を各点において線源が動き出した時刻と定義して、動き出した時刻から次の停留位置で動き出す時刻を線源の停留時間として定義した。このように一つの動画より各停留ポイントにおける停留位置・時間を同時に測定した。

2-1 Step size における比較

条件 1 で得られた動画から、各停留位置における本 QA システムによる線源の測定停留位置と装置の設定値との差の平均値±標準偏差は、step size が 2.5 mm, 5.0 mm, 10.0 mm でそれぞれ 0.3 ± 0.0 mm, 0.3 ± 0.0 mm, 0.2 ± 0.0 mm であった。線源が設定位置より遠位の場合はプラス、近位はマイナスで表記した。停留時間の設定との差の平均値±標準偏差は、step size が 2.5 mm, 5.0 mm, 10.0 mm のすべてにおいて、 0.0 ± 0.0 s であった。加えて各 step size で 1430, 1440, 1450, 1460, 1470, 1480, 1490, 1500 mm の各点における線源の先端位置の設定値と測定値の差の平均値±標準偏差と最大値、最小値を Table 1 に示した。各 step size の各ポイントにおいて、設定値と測定値の差の平均値が 1 mm 以内であった。また、各 step size で 1430, 1440, 1450, 1460, 1470, 1480, 1490, 1500 mm における線源停留位置と設定との差は初回の停留位置である 1430 mm で大きく、他のポイントでは同程度であった。

各 step size の停留時間の設定値と測定値の差の平均値±標準偏差と最大値、最小値を Table 2 に示した。各 step size、停留位置において停留時間の設定値からの差は認められなかった。

線源の移動量の差の平均値±標準偏差は step size が 2.5 mm, 5.0 mm, 10.0 mm でそれぞれ、 0.0 ± 0.0 mm, 0.0 ± 0.1 mm, 0.1 ± 0.1 mm であった。

2-2 停留時間における比較

条件 2 で得られた動画から測定した各停留時間での停留時間の設定値と測定値の差の平均値±標準偏差と最大値と最小値を Table 3 に示した。すべての測定値の差が 0.1 秒以内であり、設定時間を変化させても測定値の差に変化はなかった。

2-3 Web camera システムの精度検証

各停留点における停留時間の設定値と測定値の差の平均値±標準偏差は 0.1 ± 0.0 s であった。step size における設定値と測定値の差の平均値±標準偏差は 0.3 ± 0.1 mm 以内であった。

Table 1 Mean differences between measured and planned absolute position at each dwell point for each step size
(The planned dwell time; 5 s)

Step size	Position error [mm]	Programmed position [mm]							
		1430	1440	1450	1460	1470	1480	1490	1500
2.5 mm	Mean±SD	0.4±0.1	0.4±0.1	0.3±0.1	0.4±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.2±0.1
	Maximum	0.5	0.5	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.2
	Minimum	0.3	0.3	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1
5 mm	Mean±SD	0.4±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.3±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1
	Maximum	0.5	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.3
	Minimum	0.3	0.2	0.2	0.3	0.2	0.2	0.2	0.1
10 mm	Mean±SD	0.4±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1	0.2±0.1	0.1±0.1	0.0±0.1
	Maximum	0.6	0.4	0.4	0.4	0.3	0.3	0.3	0.2
	Minimum	0.2	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	-0.1	0.0

Table 2 Mean differences between measured and planned absolute dwell time at each dwell point for each step size
(The planned dwell time; 5 s)

Step size	Time error [s]	Programmed position [mm]							
		1430	1440	1450	1460	1470	1480	1490	1500
2.5 mm	Mean±SD	0.0±0.1	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
	Maximum	0.1	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Minimum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
5 mm	Mean±SD	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
	Maximum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1	0.0	0.0	0.0
	Minimum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
10 mm	Mean±SD	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
	Maximum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Minimum	-0.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

Table 3 Mean differences between measured and planned absolute dwell time for each dwell time

Time error [s]	Programmed time [s]								
	0.1	0.3	0.5	1	5	10	20	30	40
Mean±SD	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
Maximum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Minimum	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

3. 考 察

これまでに報告のある高線量率小線源治療装置の QA システムでは、実線源の放射能を利用して、線源位置を間接的に推測するものがほとんどである。今回われわれが提案した web camera を用いた QA システムは線源を直接的にかつリアルタイムに監視が可能である。更に、記録された動画から、線源の停留位置・時間を同時に測定できる。これらの定量的な評価が治療装置の定期的な QA データの管理を容易にするので臨床現場において有用である。

線源交換時や保守点検における治療装置の線源位置は、線源位置確認規定内における模擬線源の位置を目

視によって決定される。Web camera を用いた本システムは線源位置確認規定内の実線源の停留位置を直接的に測定可能である。

治療装置の線源を停止させる絶対的な位置は、機械に装填した放射能のない模擬線源を線源位置確認規定に停留させて、その停留位置と設定値との乖離を目視で確認しながら調整・決定している。しかしながら定点カメラを用いているため、線源の位置がカメラの光軸と離れるにつれて、カメラで撮影した画像上で線源位置の読値に含まれる誤差が大きくなる。今回、目視によって設置した模擬線源の先端位置を画像上のピクセル座標と関連づけることで、ピクセル位置から線源

位置に変換する補正計算式を用いてこの誤差を小さくした。画像上の目盛では最大 2 mm の誤差を補正できた。この補正計算式はカメラの拡大率や線源位置確認規定とカメラ間の距離に依存するため、これらを変更した場合は別の補正計算式を用いなければならない。今回子宮頸癌の治療で用いるタンデム長を十分にカバーできる範囲の 70 mm の停留について監視できる高さや拡大率を選択した。当院では 9 割以上の患者が 70 mm 以内の線源移動による治療を行っており、本検討の停留範囲は十分カバーできる長さであると考えられる。

Ir-192 線源による放射線によって web camera が劣化する懸念がある。しかし、本システムを用いて 1 年間、週 1 回の約 100 秒間における QA を行ってきたが、画質・フレームレートに目立った劣化はなかった。更に付け加えると、web camera 自体は数千円で安価であるため、カメラの取り換えの負担は小さいと考えられる。

Rickey らが提案しているフィルム法では、フィルム上の 3 点に半導体検出器、タングステンワイヤを設置し、タングステンワイヤから停留位置の中心のずれを測定し、停留位置を算出した⁵⁾。しかしながらタングステンワイヤを設置した場所でしか位置を確認できず、連続した任意の位置で停留位置・時間を評価するのは難しい。更にフィルムを用いているため、線源の陰影がぼやけ定量測定が困難である。Kojima らが提案しているシステムではプラスチックシンチレータ、CCD カメラを使用しており、停留位置の間隔や停留時間を測定した⁷⁾。彼らのシステムは暗室で測定する必要があり、暗室では直接線源を確認できないため、線源の位置の測定は難しい。本システムの記録された動画のピクセルサイズはおよそ 0.1 mm で、step size における設定値と測定値の差の平均値±標準偏差は 0.3 ±0.1 mm 以内であった。線源停留位置は American Association of Physicists in Medicine が勧告する許容誤差である ±1 mm 以下の精度で測定可能である⁸⁾。また、本システムでは細かい step size での測定が複数点において測定可能である。報告のあるシステムではわれわれの結果のように細かな解析を実施することは不可能であり、本システムはこれらのシステムと比べて有効である。

Web camera システムの精度検証結果より、各停留点における停留時間の設定値と測定値の差の平均値±標準偏差は 0.1±0.0 s であった。また step size における設定値と測定値の差の平均値±標準偏差は 0.3±0.1 mm 以内であったことから、本システムの精度検証を

行ううえで十分な精度を担保していると考えられる。

10.0 mm step で 1460 mm と 1470 mm に停留させたときの停留位置の設定値と測定値の移動量の差は 0.2 mm であったのに対して、1460 mm と 1470 mm に直接停留させたときの停留位置の設定値と測定値の移動量の差は 0.3 mm であり、10.0 mm step で停留させた場合に比べてわずかに大きかっただけであった。10.0 mm step で移動した場合の速度は、およそ 160 mm/s (Fig. 4) であったのに対して、直接停留させた場合は、最大の移送速度の 500 mm/s で停留される。直接停留させた場合、速度が 3 倍以上であり、ステップ移送に比べて、制御が難しいと考えられるが、移動速度は移動量の誤差に大きな影響を与えないことが考えられる。

本システムのフレームレートは 30 フレーム/秒であり、0.1 秒の短時間の設定の停留についても測定できる。CT 画像や MRI 画像を用いた治療計画が行われ、ときに線源の停留時間は 1 秒以下となる。Lightstone らはストップウォッチで停留時間の設定値との差を測定したが、ストップウォッチによる定量的な測定は困難で、かつ、1 秒以下の停留時間を測定すること不可能である⁹⁾。Rickey らの報告では半導体検出器を用いて 1200 Hz の高速で停留時間が測定可能である⁵⁾。彼らの測定では、時間の設定と測定値の関係は、傾きが 1.00、切片が -0.04 であり、われわれの測定結果では傾きが 1.00、切片が 0.00 でありほぼ同様の結果となった。われわれのシステムでは彼らよりも遅いサンプリングレートであるが、小線源治療装置の停留時間の設定は 0.1 秒未満の設定は不可能であり、われわれのシステムの時間分解能で十分である。

停留時間の測定と設定の差の絶対値は設定値によって変わらず、停留時間の測定と設定の差は平均で 0.12 秒であった。そのため、この差が設定時間に及ぼす割合は設定時間が短くなるほど大きくなる。われわれの測定結果から、1 秒以下の場合、停留時間の設定の誤差の割合は 5 秒以上の場合と比較し、大きくなることが示唆された。この結果は密封小線源放射線治療 診療・物理 QA ガイドラインで規定する精度の範囲内ではあるが、1 秒以下の設定ポイントが多い計画で治療をすることについて注意が必要である¹⁰⁾。小さな step size で治療する場合、各ポイントにおける停留時間は、大きな step size と比べて短くなる。治療計画によって、停留時間が 1 秒以下になるポイントが多い場合、より大きな step size で治療を行うことも考慮した方がよいと考えられる。

4. 結 語

われわれは web camera を用いて、Ir-192 線源の停留位置と停留時間を測定するシステムを考案し、本システムを用いて治療装置の基本特性について評価した。本システムはリアルタイムに線源の位置を確認できる。更に定量測定では位置と時間の測定について高い測定分解能を持つ。停留位置については、線源が 1 mm 以内の範囲で設定位置に停留しているかを十分測定可能であり、停留時間については 0.033 秒である。更に動画データ、測定データはデジタルデータとし

て保存可能であるので、管理の面においても有用である。このように web camera を用いた QA システムは臨床現場において有用性が高い。

謝 辞

本研究に際し技術的なサポートをいただいたなにわ生野病院 川邊清人氏に感謝申し上げます。

なお、本研究の要旨は第 42 回日本放射線技術学会秋季学術大会(2014 年、札幌)にて発表した。

参考文献

- 1) Nag S, Erickson B, Thomadsen B, et al. The American Brachytherapy Society recommendations for high-dose-rate brachytherapy for carcinoma of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48(1): 201-211.
- 2) Kim H, Beriwal S, Houser C, et al. Dosimetric analysis of 3D image-guided HDR brachytherapy planning for the treatment of cervical cancer: is point A-based dose prescription still valid in image-guided brachytherapy? *Med Dosim* 2011; 36 (2): 166-170.
- 3) Steidley KD. Use of radiochromic dosimetry film for HDR brachytherapy quality assurance. *Med Dosim* 1998; 23(1): 37-38.
- 4) Evans MD, Devic S, Podgorsak EB. High dose-rate brachytherapy source position quality assurance using radiochromic film. *Med Dosim* 2007; 32(1): 13-15.
- 5) Rickey DW, Sasaki D, Bews J. A quality assurance tool for high-dose-rate brachytherapy. *Med Phys* 2010; 37 (6): 2525-2532.
- 6) Smith RL, Taylor ML, McDermott LN, et al. Source position verification and dosimetry in HDR brachytherapy using an EPID. *Med Phys* 2013; 40(11): 111706-1-12.
- 7) Kojima H, Hanada T, Katsuta S, et al. New method for obtaining position and time structure of source in HDR remote afterloading brachytherapy unit utilizing light emission from scintillator. *J Appl Clin Med Phys* 2009; 10(3): 86-95.
- 8) Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994; 21(4): 581-618.
- 9) Lightstone AW. Fluorescent screen for high-dose-rate (HDR) brachytherapy quality assurance. *Med Dosim* 2005; 30(3): 143-144.
- 10) 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. 密封小線源治療—診療・物理 QA ガイドライン—2013.

問合せ先

〒537-8511 大阪市東成区中道 1-3-3
大阪府立成人病センター放射線治療科 廣瀬麻子