

# 全 文 要 約

A novel verification method using a plastic  
scintillator imaging system for assessment of  
gantry sag in radiotherapy

Medical Physics, 45(6): 2411-2424, 2018.

恒田 雅人

(医歯薬保健学研究科 医歯薬学専攻)

## 目次

目次	--- p. 2
背景・目的	--- p. 3
方法	--- p. 4-6
結果	--- p. 7-9
結語	--- p. 10

## Caption List

図 1 : (a) システム概略図、(b) 検出器部分の側面横断像、(c) 測定画像の概略図。

図 2 : 検証 1 セットアップ概略図。(a) 実際のセットアップ写真、(b) 検出器部分の正面像、(c) システム側面像、(d) 検出器部分の座標系。

図 3 : 検証 2 セットアップ概略図。(a) 実際のセットアップ写真、(b) 検出器部分の正面像、(c) システム側面像、(d) 検出器部分の座標系。

図 4 : 測定画像の一例。システムのシフトの有無及び照射角度によって、測定画像は変化する。Abbreviations; CoPS: Column-shaped plastic scintillator (円柱型 PS)、GA: Gantry angle (ガントリ角度)、IA: Irradiated angle (照射角度)

図 5 : (a) 照射角度と計測角度の関係性、(b) 照射角度と補正後の計測角度の関係性、(c) 補正前後の計測誤差の傾向、(d) 計測誤差の頻度分布。Abbreviation; CF: Correction function (補正関数)

図 6 : (a) 各ガントリ角度における Sagging Angle、(b) 円柱型 PS 内の 3 次元ビーム照射軸。

## **背景・目的：**

近年の放射線治療は、物理学的・工学的進歩により汎用型直線加速器（LINAC）を用いた体幹部定位放射線治療や強度変調放射線治療といった高精度放射線治療が主流となっている。腫瘍に対して線量を集中させることが可能となった反面、線量やビーム照射位置をはじめとする多種多様な装置の品質管理項目に対し、高い精度でその品質を保証する必要がある。本研究では、品質管理項目の 1 つであるビーム照射位置の計測について新たな手法の提案を行う。現状、ビーム照射位置精度の検証には **Star shot test** もしくは **Winston-Lutz test** が実施される。前者は 2 次元の計測、及び評価が可能である。また、後者は 3 次元の計測、及び評価が可能である。しかし、これらの手法は LINAC の照射基準点（**Isocenter**）を基準にビーム照射位置がどの程度ずれているか、基準点からのシフト量を評価するものであり、限定的な情報である。加えて、LINAC は装置内の遮蔽体の自重によりたわむこと（**Gantry Sag**）が知られており、照射誤差要因となる。しかしながら、**Sagging Angle** を角度情報として定量評価する手法は存在しない。また、LINAC 以外にも **CyberKnife** や **Vero4DRT** といった腫瘍を追尾し、照射すること（**Non-isocentric** 照射）ができる放射線治療装置がある。これらを用いた **Non-isocentric** 照射は、全てのビームが照射基準点である **Isocenter** を通るとは限らないため、現状の評価手法では不十分である。

本研究の目的は、腫瘍へのビーム照射位置精度が要求される高精度放射線治療の高品質化のために、優れた空間及び時間分解能を有するビーム照射位置計測システムを新たに開発することである。また、LINAC を用いて本システムの計測精度を検証し、かつ LINAC の **Sagging Angle** を計測する。

## 方法：

ビーム照射位置計測システムは円柱型プラスチックシンチレータ（円柱型 PS）と円錐台形ミラー、冷却型 CCD カメラで構成した。シンチレータは放射線が照射された場所に、放射線量に依存したシンチレーション光（可視光）を発生する放射線検出器であり、放射線計測位置分解能及び計測時間応答性に優れている。その特性から、本システムは時間的変化を伴うビーム照射軸の 3 次元空間での位置の描出とその定量化ができる。それにより、LINAC の照射誤差要因となる **Sagging Angle** の定量評価及び **Non-isocentric** 照射におけるビーム照射位置の計測が可能となる。図 1 に、システムと測定画像概略図を示す。測定された画像より取得するパラメータは、大きく分けて下記の 5 つである。

1. 円柱型 PS の半径： $r_{CoPS}$
2. 円柱型 PS の中心座標： $C^{2D}(x_{center}, y_{center})$
3. 円柱型 PS 中心から円錐台形ミラーに映る入射・射出位置までの距離： $r_{in}$  and  $r_{out}$
4. 円柱型 PS 内の 2 次元ビーム照射軸： $l_{xy}$
5. 円柱型 PS 中心から 2 次元ビーム照射軸までの垂線距離： $d$

円柱型 PS 長軸方向の角度情報 $\theta_z$ は、上記したパラメータを Eq.1 に代入し算出する。これにより、図 1 (b)のように **Gantry Sag** の影響により円柱型 PS 側面に対して斜入するビームの入射角度情報が計測可能となる。

$$\theta_z = \tan^{-1} \frac{|\vec{r}_{out}| - |\vec{r}_{in}|}{2 \times \sqrt{r_{CoPS}^2 - d^2}} \dots Eq.1$$

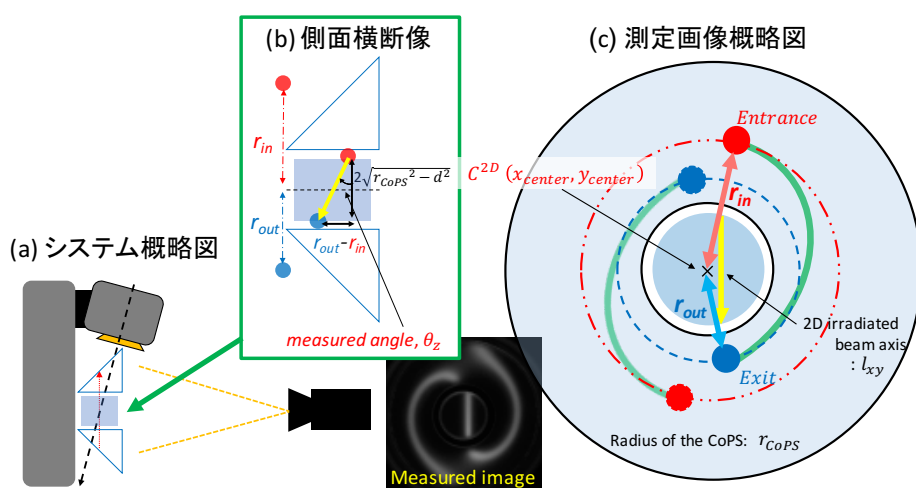


図 1：(a) システム概略図、(b) 検出器部分の側面横断像、(c) 測定画像の概略図。

本研究では、下記に示す 2 つの検証を行った。

① ビーム照射位置計測システムの計測精度の評価

円柱型 PS 長軸方向に対する角度情報の計測精度を評価した。セットアップ概略図を図 2 に示す。円柱型 PS と円錐台形ミラーから構成される検出器部分に対して、6MV-X 線をガントリ角度 270-300 度方向から照射した。照射野サイズは 6mm 角とした。生じた可視光を CCD カメラにて測定した。また、照射位置を変えるために、ガントリ回転軸方向に 5、10 mm シフトさせた。測定された画像に対して、原理に基づいて開発したアルゴリズムを適応した。本検証では、ガントリ角度 270 度を基準照射角度 0 度として、照射角度 0-30 度とした。照射角度と測定画像を解析した結果（計測角度）の線型性を確認した。計測角度と照射角度の差分値を計測誤差として、頻度分布を算出した。また、系統誤差を補正する補正関数を導出した。

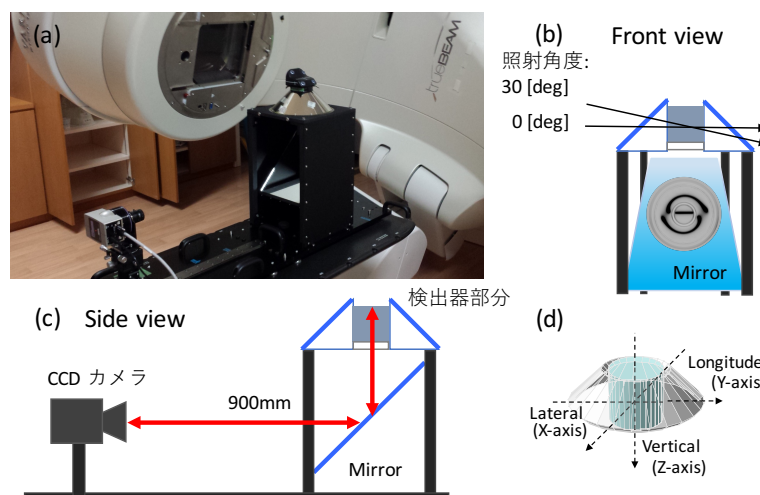


図 2 : 検証 1 セットアップ概略図。(a) 実際のセットアップ写真、(b) 検出器部分の正面像、(c) システム側面像、(d) 検出器部分の座標系。

② LINAC の Sagging Angle の計測と円柱型 PS 内における 3 次元ビーム照射軸の描出

セットアップ概略図を図 3 に示す。円柱型 PS に対してガントリ角度 0-360 度方向から 30 度ピッチで 6MV-X 線の照射を行なった。この時、照射野サイズは 6 mm 角とした。照射位置を変えるために、高さ方向または左右方向に 5mm シフトさせた条件で測定した。CCD カメラで測定した画像に対して、検証項目①で導出した補正関数を加えた解析アルゴリズムを適応させた。これにより、各ガントリ角度における Sagging Angle を算出した。また、円柱型 PS 内に各ガントリ角度から照射されたビーム照射軸を描出した。本手法を用いて、ビーム照射位置精度を表す 2D Radiation Isocenter と 3D Radiation Isocenter を評

価した。

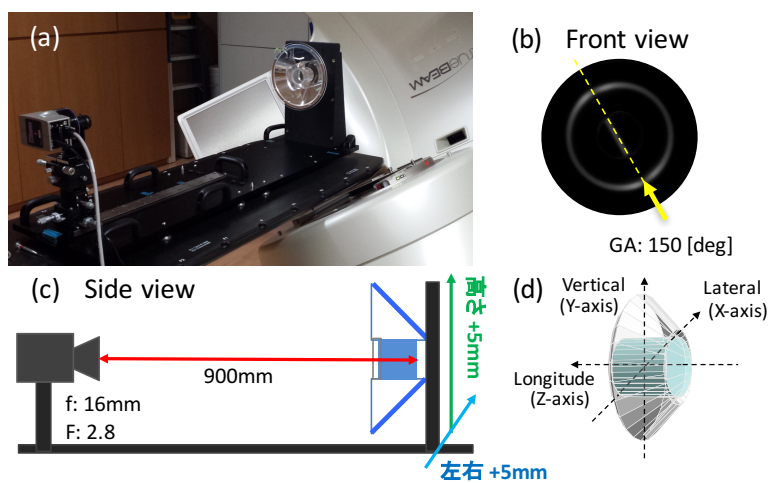


図3 : 検証2セットアップ概略図。(a) 実際のセットアップ写真、(b) 検出器部分の正面像、(c) システム側面像、(d) 検出器部分の座標系。

## 結果・考察：

開発したシステムより得られる測定画像は、画像中央に円柱型 PS 長軸方向の発光の積算値、すなわち 2 次元ビーム照射軸が描出された。また、その周囲に円錐台形ミラーにより反射した 3 次元ビーム照射軸情報が描出された。

- ① 測定画像の一例を図 4 に示す。図 4 上段のように、円柱型 PS 中心をビームが通過する場合、入射・射出位置が明瞭に描出できず、角度情報 $\theta_2$ が算出できないことがわかった。よって、角度情報 $\theta_2$ を算出するためには円柱型 PS 中心を通らないビームの利用、すなわちシステムをシフトさせることが必要となる。図 4 において、ガントリ回転軸方向にシステムを 5 mm もしくは 10 mm シフトさせた中段と下段の測定画像は入射・射出位置が明瞭に描出できていることがわかる。また、図 5 (a) より、ガントリ回転軸方向にシフトさせた場合のみ計測角度を算出可能であることがわかる。照射角度と計測角度の線形性より、照射角度が大きくなるにつれて計測誤差が大きくなる系統誤差が確認された (図 5 (a, c))。この誤差は、照射角度 30 度の時に最大となり、-1.4 度であった。それゆえ、測定画像より補正関数を導出する必要があった。照射角度と補正後の計測角度の関係は線形であった (図 5 (b))。また、補正後の計測誤差の頻度分布に対して、ガウス関数を用いたフィッティングを行った。その結果、補正後の計測誤差の  $\mu$  と  $\sigma$  はそれぞれ 0.012 と 0.078 度であった (図 5 (c, d))。この精度であれば、円柱型 PS 長軸方向の算出精度に依存する Sagging Angle を評価することができると判断した。

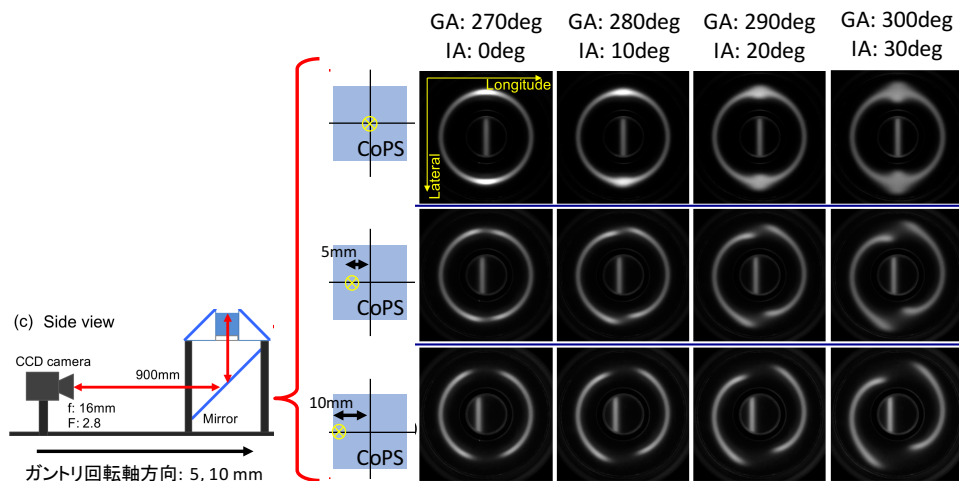


図 4：測定画像の一例。システムのシフトの有無及び照射角度によって、測定画像は変化する。Abbreviations; CoPS: Column-shaped plastic scintillator (円柱型 PS)、GA: Gantry angle (ガントリ角度)、IA: Irradiated angle (照射角度)

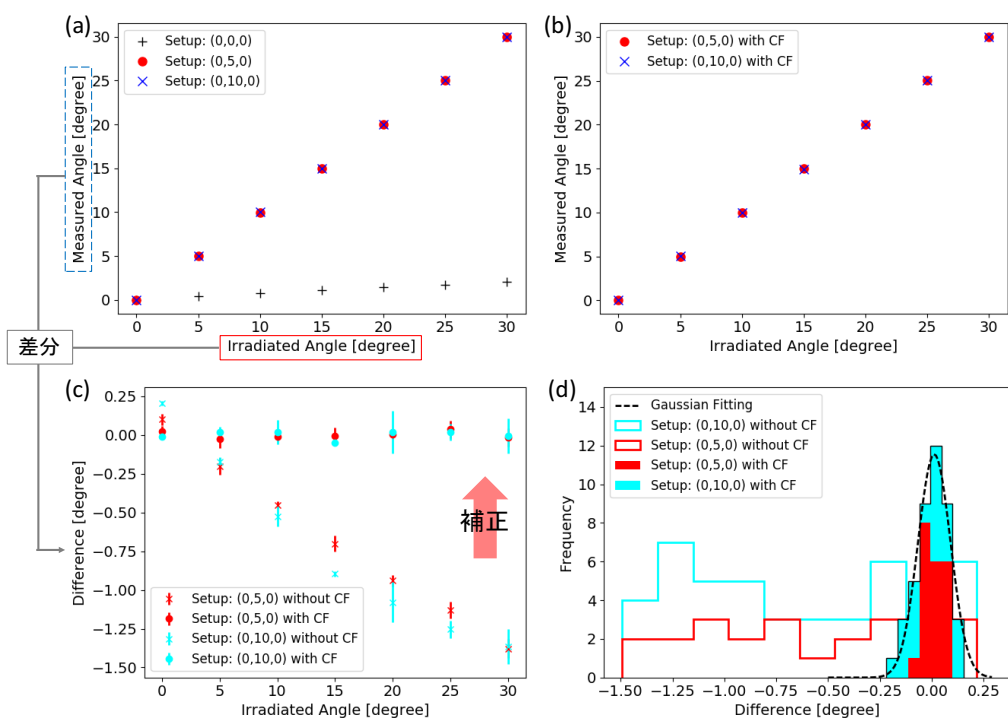


図 5 : (a) 照射角度と計測角度の関係性、(b) 照射角度と補正後の計測角度の関係性、(c) 補正前後の計測誤差の傾向、(d) 計測誤差の頻度分布。Abbreviation; CF: Correction function (補正関数)

② 本システムを用いて測定した **Sagging Angle** はガントリ角度 0、180、180E 度においてそれぞれ -0.31、0.39、0.38 度であった (図 6 (a))。また、円柱型 PS 内に 3 次元ビーム照射軸の描出が可能であった (図 6 (b))。本手法で測定した **3D Radiation Isocenter** は、0.652 mm であった。x-y、x-z、y-z 平面の **2D Radiation Isocenter** は、それぞれ 0.470、0.574、0.549 mm であった。z 軸方向はガントリ回転軸方向であり、Gantry Sag の影響により **2D Radiation Isocenter** の計測値が大きくなったと考える。



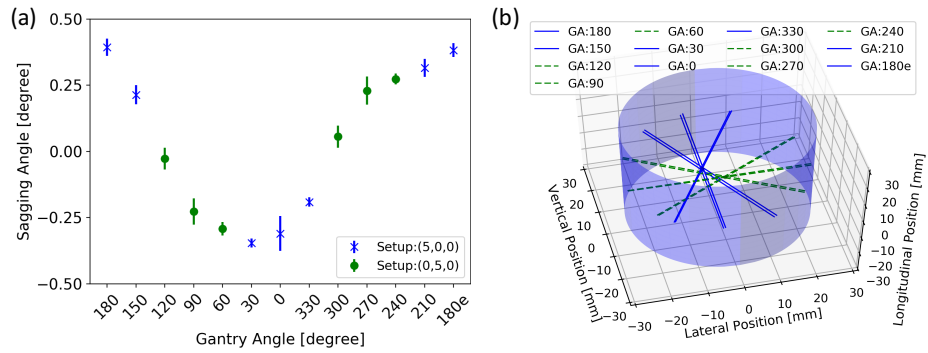


図6 : (a) 各ガントリ角度における Sagging Angle、(b) 円柱型 PS 内の 3 次元ビーム照射軸。

本研究では、円柱型 PS 長軸方向の角度情報 $\theta_z$ 、すなわち Sagging Angle 算出に際し、補正関数の導出が必要であった。これは、円柱型 PS 内で生じた全ての発光が円錐台形ミラーで反射するためである。今後、円柱型 PS 側面に放射線により発光する薄膜型増感紙を巻きつけることを検討している。これにより、円錐台形ミラーには増感紙からの入射・射出位置のみの発光が描出される。補正関数を必要とせず、さらなる計測精度の向上が見込まれると考える。

## **結語：**

本研究で新規ビーム照射位置計測用プロタイプシステムの設計と開発を行った。システムの精度評価を実施し、その結果を踏まえてビーム照射位置精度の検証への応用を検討した。本システムの開発により、現状の手法では不可能であった LINAC の **Sagging Angle** の計測及び評価を可能となった。今後、円柱型 PS 側面に増感紙を巻き、補正関数を必要としないシステムへと改良を行う予定である。また、改良型システムを用いてビーム照射位置の計測だけでなく、4次元線量分布再構成を含め、多方面に展開していく。