

多次元検出器を用いた解剖学的線量計算解析機能の有用性に関する一考察

A Study on the Usefulness of Anatomical Dose Calculation Analysis Function with Multidimensional Detector

長松 健一¹⁾, 森本 祥一¹⁾, 赤井 智春²⁾, 中根 慎一郎²⁾, 青木 道郎¹⁾, 川良 沙耶香¹⁾,
上村 忠久¹⁾, 吉満 研吾²⁾

1) 福岡大学病院 放射線部 診療放射線技師 2) 福岡大学医学部 放射線科 医師

Key words: Delta⁴ Phantom+, Anatomy DVH, IMRT, RTPS, dose volume histogram

[Abstract]

In order to ensure the irradiation accuracy of intensity modulated radiation therapy (IMRT), individual dose validation of the patient is very important. In recent years, three-dimensional dose evaluation using a multidimensional detector has attracted attention as its verification method. In this study, we evaluated the dose calculation accuracy of the predicted dose distribution in the body using the anatomical dose calculation analysis function (Anatomy DVH) mounted on the multidimensional detector (Delta⁴ Phantom+). Anatomy DVH has lower accuracy in dose calculation in heterogeneous areas compared to homogeneous areas, and differences in dose can be seen at the edges of irradiation areas, but it is very useful because it is easy to confirm the verification results of the area of interest is there.

[要旨]

強度変調放射線治療 (IMRT) の照射精度を担保するためには、患者個別の線量検証が非常に重要である。その検証方法に、近年、多次元検出器を用いた3次元線量評価が注目されている。本研究では、多次元検出器 (Delta⁴ Phantom+) に搭載された解剖学的線量計算解析機能 (Anatomy DVH) による、体内予測線量分布の線量計算精度について評価を行った。Anatomy DVHは均質領域と比較して不均質領域では線量計算精度は低下し、照射範囲の辺縁では線量に差が見られるが、関心領域の検証結果の一致を確認しやすいため非常に有用である。

緒 言

強度変調放射線治療 (intensity-modulated radiation therapy: IMRT) は、周囲の正常組織の線量を低減しつつ、標的体積に高線量を投与することが可能な照射方法であることから、近年、広く臨床使用されるようになってきた。また放射線治療計画装置 (radiation treatment planning system: RTPS) の発展に伴い、線量計算アルゴリズムの線量計算精度も向上してきた¹⁾。

IMRTの照射精度を担保するためには、患者個別の線量検証が非常に重要であり、従来、その検証方法は電離箱式線量計やフィルムを用いた1次元、および2

次元線量評価が一般的であった²⁾。しかし、近年ではより複雑な照射法に対応するため、多次元検出器を用いた3次元線量評価が注目されている^{3~5)}。多次元検出器の一つであるDelta⁴ Phantom+ (ScandiDos社製) は、計画線量分布と実測した線量分布の一致をDose Deviation (DD)・Distance to agreement (DTA)・ガンマ解析・線量プロファイル・dose volume histogramで確認することができる。

Delta⁴ Phantom+には解剖学的線量計算解析機能Anatomy DVHが搭載されており、患者の計画CT画像を用いて患者体内における線量分布を予測することができる。また各関心領域におけるdose volume histogramの比較も可能である。しかし、Anatomy DVHに用いられている線量計算アルゴリズムはpencil beam convolution (PBC)法であり、現在、RTPSで主流となっているanisotropic analytical algorithm (AAA)を含むsuperposition相当の計算アルゴリズムとは異なっている。

Anatomy DVHとRTPSの線量計算アルゴリズムの違いは以前より報告されており^{6~8)}、Anatomy DVHを使用する際に留意しておく必要があった。しかし、Anatomy DVHによる臨床データを使用した体内予測線量分布とRTPSの計画線量分布を比較した

Kenichi Nagamatsu¹⁾, Shoichi Morimoto¹⁾,
Tomoharu Akai²⁾, Shinichiro Nakane²⁾,
Michiro Aoki¹⁾, Sayaka Kawara¹⁾,
Tadahisa Uemura¹⁾, Kengo Yoshimitsu²⁾

1) Department of Radiology, Fukuoka University Hospital

2) Department of Radiology, Fukuoka University School of Medicine

Received January 21, 2019; accepted June 28, 2019

報告はなく、実際にはどの程度の差が生じるか不明である。そこで本研究では、Anatomy DVHの臨床データでの線量計算精度を検証するため、実測線量と計画CT画像を基に体内予測線量分布を算出し、RTPSによる計画線量分布と関心領域での線量比較を行った。

1. 方法

1-1 多列半導体検出器型線量検証システムについて

本研究で使用した多列半導体検出器型線量検証システムDelta⁴ Phantom+は、22cmφ×40cmのPlastic Waterファントム内（RTPS上でのCT値は0HU）に1,069個のp-Siダイオードディテクター検出器（中央6cm×6cmに5mm間隔、外側20cm×20cmに10mm間隔）を十字に配列した構造である。概観をFig.1に示す。

Anatomy DVHを含むDelta⁴ Phantom+の解析ソフト（Version:August 2017）では、Percentage depth dose (PDD)・Off center ratio (OCR) などからCharacterizeと呼ばれるリニアックのビームの調整・登録を行っている。

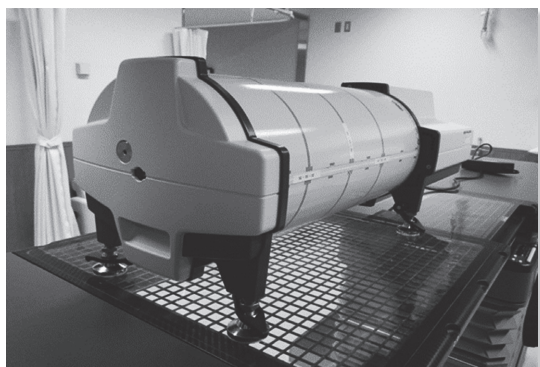


Fig.1 Overview of Delta⁴ Phantom+

以下に、Anatomy DVHによる線量計算過程を示す。初めに、Delta⁴ Phantom+で得られた各門の線量分布からエネルギーフルエンスマップが作成される。このエネルギーフルエンスマップを患者のCTデータに投影し、線量計算を行うことにより、実測データを用いた体内予測線量分布が得られる。不均質補正は、CT値と組織の割り当て⁹⁾から減衰係数を使用して計算を行っている。この体内予測線量分布は、RTPSから転送した計画線量分布と関心領域のdose volume histogramで線量の比較が可能である。

1-2 対象症例の治療部位と照射条件

本研究では、2015年3月から2017年6月までの間に当院で実施された、前立腺IMRTと頸部IMRTそれぞれ10症例の治療計画データを利用した。なお、この臨床データの利用については、福岡大学医に関する倫理委員会の審査において承認済み（承認番号：17-8-09）である。治療計画に利用したRTPSは、Eclipse Ver. 13.6 (Varian社製)であり、線量計算アルゴリズムはAAAである。放射線治療装置はClinac 21EX (Varian社製)である。

前立腺IMRTでは、X線10MVを使用し固定7門照射のSliding window法で、前立腺をclinical target volume (CTV)として、CTVに全周囲5mmのマージンを設定しplanning target volume (PTV)とした。さらにPTVにリーフマージン5mmを設定している。またorgan at risk (OAR)として膀胱と直腸を設定した。総線量と照射回数は78Gy/39回である。使用した臨床データの詳細をTable 1に、福岡大学病院における前立腺IMRT治療計画の最適化線量制約をTable 2に示す。

頸部IMRTでは、X線6MVを使用し固定7門照射

Table 1 Details of clinical date of IMRT for prostate

Case	Structure size (cm ³)			Irradiation angle (°)	Calculation glid size (mm)
	PTV	Bladder	Rectum		
1	79.9	279.5	39.7	0·51·102·154·205·258·309	2.5
2	64.5	93.7	67.2	0·51·102·154·205·258·309	2.5
3	59.8	88.9	53.3	0·51·102·154·205·258·309	2.5
4	61.1	75.4	52.2	0·51·102·154·205·258·309	2.5
5	50.4	127.1	37.1	0·51·102·154·205·258·309	2.5
6	120.0	162.2	77.0	0·51·102·154·205·258·309	2.5
7	73.7	180.1	37.7	0·51·102·154·205·258·309	2.5
8	73.3	176.0	35.5	0·51·102·154·205·258·309	2.5
9	58.9	123.4	34.6	0·51·102·154·205·258·309	2.5
10	70.6	129.4	37.1	0·51·102·154·205·258·309	2.5

Table 2 Optimisation dose constraints of IMRT for prostate at Fukuoka University Hospital

Structure	Prescription	Constraint
PTV	78Gy/39fr	Dmax < 81.9Gy D95% > 74Gy
Rectum		Dmax < 74Gy V70Gy < 3cc V65Gy < 6cc V60Gy < 9cc
Bladder		Dmax < 81.9Gy V70Gy < 20cc V65Gy < 30cc V60Gy < 40cc

Table 4 Optimisation dose constraints of IMRT for neck at Fukuoka University Hospital

Structure	Prescription	Constraint
PTV	70.2Gy/39fr	D98% > 93% D50% < 105% D10% < 110% D2% < 120%
Spinal code		Dmax < 50Gy D1cc < 46Gy
Parotid		Dmean < 26Gy

Table 3 Details of clinical date of IMRT for neck

Case	Structure size (cm ³)			Irradiation angle (°)	Calculation glid size (mm)
	PTV	Parotid	Spinal code		
1	144.6	35.1	43.7	40·80·120·180·240·280·320	2.5
2	155.3	28.5	27.6	0·50·100·150·210·260·310	2.5
3	104.6	30.9	33.0	60·105·140·180·235·265·310	2.5
4	82.5	28.7	30.0	0·50·100·150·210·260·310	2.5
5	186.3	40.5	34.0	40·80·120·170·230·270·320	2.5
6	145.5	25.7	74.1	10·50·85·140·220·250·325	2.5
7	136.4	20.8	37.4	40·80·120·170·230·270·320	2.5
8	136.4	35.4	29.4	35·80·130·190·230·280·340	2.5
9	115.7	53.7	61.5	30·70·120·210·270·310·350	2.5
10	179.1	35.0	41.4	30·70·105·155·220·270·325	2.5

のSliding window法で、原発+リンパ節をCTVとして、CTVに全周囲5~10mmのマーヅンを設定しPTVとした。さらにPTVにリーフマーヅン5mmを設定している。またOARとして耳下腺と脊髄を設定した。総線量と照射回数はブースト照射のため28.8Gy/16回である。使用した臨床データの詳細をTable 3に、福岡大学病院における頸部IMRT治療計画の最適化線量制約をTable 4に示す。なお、頸部IMRT治療計画の最適化線量制約は全頸部照射とブースト照射の合算値である。

1-3 精度検証の方法

本研究では、まず事前検証として均質ファントムであるDelta⁴ Phantom+の精度検証のため、1-2に示す臨床症例における治療計画に基づいた照射を検出器に対して行い、検出器面での実測線量分布とRTPSでの計画線量分布とを比較した。次に臨床症例におけるAnatomy DVHの線量計算精度を検証するため、体内予測線量分布と計画線量分布の比較を行った。

1-3-1 Delta⁴ Phantom+の精度検証

治療装置寝台上に設置したDelta⁴ Phantom+に対して、1-2で示した臨床症例における治療計画に基づいて照射し、検出器面の線量を測定した。その後、各症例のDelta⁴ Phantom+検出器面での実測線量分布とRTPSでの計画線量分布について、2% (DD)/2mm (DTA) と3%/3mmの条件でガンマ解析を行い、パス率を算出した。

1-3-2 Anatomy DVHによる体内予測線量分布と計画線量分布の比較

1-3-1での実測線量を使用して、計画CT画像を基にAnatomy DVHで体内予測線量分布を算出した。体内予測線量分布と計画線量分布について、全ての領域とPTVおよびOARを2%/2mmと3%/3mmの条件でガンマ解析を行い、パス率を算出した。またPTVとOARに適した線量指標を算出し比較した。ここで、Anatomy DVHに示される線量分布は照射1回の結果であるため、それぞれの照射回数を乗じて線量指標

の評価を行っている。

前立腺IMRTについて、PTVの線量指標はD98% (Gy), D95% (Gy), D50% (Gy) およびD2% (Gy), 膀胱と直腸の線量指標はV70Gy (%), V65Gy (%) およびV40Gy (%) を使用した。頸部IMRTについて、PTVの線量指標はD98% (Gy), D95% (Gy), D50% (Gy) およびD2% (Gy), 耳下腺の線量指標はD1cc (Gy), D0.1cc (Gy) およびDmean (Gy). 脊髄の線量指標はD1cc (Gy) とD0.1cc (Gy) を使用した。

全ての統計分析には、IBM SPSS Statistics ソフトウェア Version 24 (IBM corpn.) を用い、Wilcoxon signed rank検定を用いた分析において、0.05未満のp値を有意と見なした。

2. 結果

2-1 Delta⁴ Phantom+の精度検証

前立腺IMRTと頸部IMRTの各症例における、Delta⁴ Phantom+検出器面での2%/2mmと3%/3mmの条件でガンマ解析を行った場合のパス率をTable 5に示す。前立腺IMRTにおいて、2%/2mmでのパス率は平均98.7%、3%/3mmでのパス率は全症例100%であった。頸部IMRTにおいて、2%/2mmでのパス率は平均96.8%、3%/3mmでのパス率は平均99.5%であった。測定した全ての症例において、Delta⁴

Phantom+ 検出面でのガンマ解析結果は高い一致を示した。

2-2 Anatomy DVHの精度および有用性の検証

2-2-1 PTVとOARのガンマ解析パス率による線量検証

前立腺IMRTと頸部IMRTの各症例における、Anatomy DVHでの全ての領域とPTVおよびOARの2%/2mmと3%/3mmの条件でガンマ解析を行った場合のパス率をTable 6に示す。前立腺IMRTにおいて、2%/2mmでのパス率は膀胱の平均97.0%、3%/3mmでのパス率は膀胱の平均99.9%が最も低く、いずれも高い一致を示した。頸部IMRTにおいて、2%/2mmでのパス率はPTVの平均70.1%、3%/3mmでのパス率はPTVの平均85.8%が最も低く、前立腺IMRTと比較して低値であった。

2-2-2 PTVとOARの線量指標による線量検証

前立腺IMRTにおけるAnatomy DVHでの各線量指標の値をTable 7に示す。各線量指標の平均値の差は、PTVではD95%の1.12Gy、膀胱ではV40Gyの3.75%、直腸ではV70Gyの-0.82%が最も大きい結果となった。頸部IMRTにおけるAnatomy DVHでの各線量指標の値をTable 8に示す。各線量指標の平均値の差は、PTVではD98%の1.72Gy、耳下腺ではD0.1ccの0.78Gy、脊髄ではD0.1ccの-1.85Gyが最も大きい結果となった。

Table 5 Path rate of gamma analysis on detection surface in Delta⁴ Phantom+

Radiation method	2%/2mm (%)	3%/3mm (%)
	Mean (min-max)	
IMRT for Prostate	98.7 (95.0-100.0)	all 100
IMRT for Neck	96.8 (90.7-100.0)	99.5 (97.4-100.0)

Table 6 Path rate of gamma analysis of PTV and OAR in Anatomy DVH

Radiation method	Objects	2%/2mm (%)	3%/3mm (%)
		Mean (min-max)	
IMRT for Prostate	All Area	97.5 (95.4-99.9)	99.7 (99.4-100.0)
	PTV	99.2 (97.4-100.0)	99.9 (99.4-100.0)
	Bladder	97.0 (90.5-100.0)	99.9 (99.1-100.0)
	Rectum	97.6 (84.9-100.0)	100.0 (99.5-100.0)
IMRT for Neck	All Area	81.6 (70.6-89.2)	93.5 (88.1-97.6)
	PTV	70.1 (46.1-83.1)	85.8 (69.0-94.5)
	Parotid	85.9 (48.5-98.2)	96.9 (80.0-100.0)
	Spinal code	77.6 (48.8-100.0)	94.1 (79.1-100.0)

Table 7 Dosimetric parameter of IMRT for prostate in Anatomy DVH

Objects	Dosimetric parameter	Plan	Measure	Difference	P value
		Mean (min-max)		Mean (SD)	
PTV	D98% (Gy)	68.98 (66.05-70.29)	69.33 (66.60-71.48)	-0.35 (1.19)	0.481
	D95% (Gy)	73.29 (71.44-74.52)	72.17 (69.63-73.62)	1.12 (0.84)	0.043
	D50% (Gy)	78.62 (78.43-78.95)	78.22 (77.81-78.71)	0.4 (0.33)	0.007
	D2% (Gy)	80.55 (80.22-80.71)	80.26 (79.87-80.67)	0.29 (0.31)	0.015
Bladder	V70Gy (%)	9.16 (5.28-15.46)	6.95 (3.76-10.99)	2.21 (1.11)	0.123
	V65Gy (%)	11.88 (6.77-19.50)	9.47 (5.52-14.17)	2.41 (1.23)	0.165
	V40Gy (%)	27.70 (16.90-42.53)	23.95 (14.51-37.39)	3.75 (2.18)	0.218
Rectum	V70Gy (%)	1.43 (0.73-3.42)	2.25 (1.18-4.92)	-0.82 (0.39)	0.481
	V65Gy (%)	5.88 (4.49-7.78)	6.22 (4.70-9.74)	-0.34 (0.59)	0.739
	V40Gy (%)	21.99 (19.46-24.16)	22.46 (18.99-25.91)	-0.47 (1.07)	0.529

Table 8 Dosimetric parameter of IMRT for neck in Anatomy DVH

Objects	Dosimetric parameter	Plan	Measure	Difference	P value
		Mean (min-max)		Mean (SD)	
PTV	D98% (Gy)	23.03 (4.05-27.65)	21.31 (3.22-26.94)	1.72 (1.05)	0.123
	D95% (Gy)	24.73 (9.43-29.03)	23.63 (6.44-27.78)	1.10 (1.00)	0.579
	D50% (Gy)	29.23 (28.59-31.28)	28.80 (27.90-30.60)	0.43 (0.54)	0.465
	D2% (Gy)	31.32 (29.79-33.70)	31.02 (29.62-34.08)	0.30 (0.47)	0.315
Parotid	D1cc (Gy)	18.96 (10.81-37.44)	18.33 (10.60-35.36)	0.64 (1.48)	0.912
	D0.1cc (Gy)	24.47 (13.65-42.35)	23.68 (14.00-40.52)	0.78 (1.71)	0.796
	Dmean (Gy)	6.71 (3.67-10.52)	7.14 (3.18-10.90)	-0.43 (0.46)	0.631
Spinal code	D1cc (Gy)	9.62 (5.20-25.20)	10.87 (6.35-24.54)	-1.25 (1.37)	0.393
	D0.1cc (Gy)	11.27 (5.91-25.76)	13.12 (7.36-27.54)	-1.85 (1.85)	0.190

3. 考 察

本研究において、Delta⁴ Phantom+の検出器面での実測線量分布と計画線量分布、およびAnatomy DVHによる体内予測線量分布と計画線量分布の比較を行った結果、Delta⁴ Phantom+検出器面における前立腺IMRTと頸部IMRTの計画と実測は高い一致を示した。これは、先行研究で示された結果⁵⁻⁷⁾と同様の傾向であり、検出器としての精度の高さが示された。

Anatomy DVHによる体内予測線量分布と計画線量分布の比較を行った結果、前立腺IMRTでは、Anatomy DVHの体内予測線量分布と計画線量分布のガンマ解析のパス率は高い一致を示した。比較的均質な部位である前立腺IMRTにおいては、アルゴリズムの相違による差は小さいと考える。

頸部IMRTでのガンマ解析のパス率は、前立腺IMRTと比較して低値を示した。成田は、頭頸部に対するIMRT治療計画では、標的が鼻腔あるいは咽頭壁に接していたり、予防照射対象である頸部リンパ節に

対するCTVが皮膚直下まで達することがあり、PTVは空気層を含んだり体表に達するなどして物理的に線量が低下する状況が発生する¹⁰⁾と述べており、不均質成分を多く含む頸部IMRTでのガンマ解析のパス率が前立腺IMRTと比較して低値を示したのは、アルゴリズムの相違が影響したと考える。

体内予測線量分布と計画線量分布は、照射範囲の辺縁で線量の差が比較的高い傾向を示していた。Delta⁴ Phantom+では、検出器と検出器の間の線量は双方の検出器から補間をして線量を推測している。照射範囲の辺縁では線量分布が急峻なため、補間された線量と計画線量の差が表れると考えられる。前立腺IMRTのPTVと頸部IMRTのPTVおよび耳下腺は照射野内に全体積が含まれるため、各線量指標の比較において、線量差もしくは体積差の平均が2%以内に収まっており、ほぼ一致していた。また前立腺IMRTの直腸と頸部IMRTの脊髄の範囲は、照射範囲の頭側と尾側に外れている部分もあるが、大部分の体積が照射範囲に含まれているため、こちらも各線量指標の比較において、

線量差もしくは体積差の平均が2%以内に収まったと考える。しかし、前立腺IMRTの膀胱では体積の大部分は照射範囲から外れており、また照射範囲内の部分でも比較的辺縁に位置するため、2%以上の差が見られたと考える。

IMRTにおけるDelta⁴ Phantom+検出器面での線量検証の有用性はすでに報告されている³⁻⁵⁾が、Anatomy DVHは、PTVやOARについて体内予測線量分布と計画線量分布のdose volume histogramを直接比較できる。不均質成分を含む領域や照射範囲の辺縁では、本研究で示された程度の差が存在するため、Anatomy DVHの結果だけで患者個別検証が完結できるわけではなく、あくまで検証ツールの一つとして使用すべきであるが、各関心領域の検証結果の一致を比較できる非常に有用なツールである。

本研究の研究限界として、骨盤部ファントムや頭頸部ファントムなどの平均的な人体形状ファントムでの検証ができていない点が挙げられる。これらのファントムは材質や密度が既知であるため、臨床データでの不均質成分の体内予測線量分布と計画線量分布の線量差について、より詳細な検討ができると思われる。また今回は、RTPSの線量計算アルゴリズムはAAAのみである。現在は、superposition相当の線量計算アルゴリズムよりも精度の高いモンテカルロ相当の線量計算アルゴリズムが普及してきている。他の線量計算アルゴリズムでの計画線量分布と体内予測線量分布との線量差についても、今後の検討課題である。

4. 結 語

Anatomy DVHの臨床データでの線量計算精度を検証するため、実測線量と計画CT画像を基に体内予測線量分布を算出し、RTPSによる計画線量分布と関心領域での線量比較を行った。均質領域と比較して不均質領域では線量計算精度は低下し、照射範囲の辺縁では線量の差が見られるが、患者体内での線量分布検証が可能なAnatomy DVHは、関心領域の検証結果の一致を確認しやすいため非常に有用である。

5. 謝 辞

本研究の遂行に当たり、多大なご助言、ご協力を賜りました倉敷中央病院放射線治療科の秋元麻未さま、東京ベイ先端医療・幕張クリニック医学物理室の遠山

尚紀さまに深く感謝致します。

表の説明

Table 1	前立腺IMRTの臨床データの詳細
Table 2	福岡大学病院における前立腺IMRTの最適化線量制約
Table 3	頸部IMRTの臨床データの詳細
Table 4	福岡大学病院における頸部IMRTの最適化線量制約
Table 5	Delta ⁴ Phantom+検出面でのガンマ解析のパス率
Table 6	Anatomy DVHでのPTVとOARのガンマ解析のパス率
Table 7	Anatomy DVHでの前立腺IMRTの線量指標
Table 8	Anatomy DVHでの頸部IMRTの線量指標

図の説明

Fig.1 Delta⁴ Phantom+ の概観

参考文献

- 1) 日本医学物理学会 監修：放射線治療物理学. 202-215, 222-242, 国際文献社, 2016.
- 2) 日本放射線腫瘍学会QA委員会：強度変調放射線治療における物理・技術的ガイドライン2011. 1-35, 2011.
- 3) Bedford JL, et al.: Evaluation of the Delta4 Phantom for IMRT and VMAT verification. Phys Med Biol, 54 (9), N167, 2009.
- 4) Avgousti R, et al.: Evaluation of Intensity Modulated Radiation Therapy Delivery System using a Volumetric Phantom on the Basis of the Task Group 119 Report of American Association of Physicists in Medicine. J Med Phys, 42(1), 33-41, 2017.
- 5) Ramaloko TM, et al.: Comparison of AAA and CCC Algorithms for H&N RapidArc pre-treatment QA. IF-MBE Proceedings, 51, 525-530, 2015.
- 6) Stambaugh C, et al.: Evaluation of semiempirical VMAT Dose reconstruction on a patient dataset based on biplanar diode array measurements. J Appl Clin Med Phys, 15(2), 169-180, 2014.
- 7) Hauri P, et al.: Clinical evaluation of an anatomy-based patient specific quality assurance system. J Appl Clin Med Phys, 15(2), 181-190, 2014.
- 8) Gustafsson A.: Patient dose calculation based on ScandiDos Delta^{4PT} measurements. ScandiDos White Paper:, 1-16, 2013.
- 9) Bethesda MD.: ICRU Report 44. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.
- 10) 遠山尚紀, 他 監修：詳説 強度変調放射線治療 物理・技術的ガイドラインの詳細. 142-143, 中外医学社, 2010.