

学位論文  
Doctoral Thesis

放射線治療における静磁場下での空洞表層線量の評価に関する研究  
(Impact of the cavity on sinus wall dose under magnetic field in radiation therapy)

久保田 貴 大  
Takahiro Kubota

指導教員

荒木 不次男 教授  
熊本大学大学院保健学教育部博士後期課程保健学専攻

2022年03月

# 学位論文

## Doctoral Thesis

論文題名 : 放射線治療における静磁場下での空洞表層線量の評価に関する研究  
(Impact of the cavity on sinus wall dose under magnetic field in radiation therapy)

著者名 : 久保田 貴大  
(単名) Takahiro Kubota

指導教員名 : 熊本大学大学院保健学教育部博士後期課程保健学専攻 荒木 不次男 教授

審査委員名 : 主査 教授 村上 龍次  
副査 准教授 藤原 康博  
副査 教授 荒木 不次男

2022年03月

## 目 次

要旨	…1
博士後期課程在籍中の論文一覧	…2
謝辞	…4
略語一覧	…5
第1章 序論	…6
1.1. 本研究の背景	…6
1.1.1. 画像誘導放射線治療の役割	…6
1.1.2. 画像誘導放射線治療の照合技術	…6
1.1.3. 新たな画像誘導放射線治療	…9
1.2. 本研究の概要	…13
1.3. 本研究の構成	…13
第2章 MR 画像誘導放射線治療	…14
2.1. MR 画像誘導放射線治療の現状	…14
2.2. MR 画像誘導放射線治療の種類と特徴	…14
2.3. MR 画像誘導放射線治療による臨床例	…15
2.4. MR 画像誘導放射線治療における線量分布	…16
第3章 静磁場下における放射線治療の空洞表層の線量分布評価	…20
3.1. 諸言	…20
3.2. 方法	…20
3.2.1. Monte Carlo 法による空洞ファントムの作成	…20
3.2.2. Monte Carlo 法による静磁場下における線量計算	…21
3.2.3. 線量評価法	…22
3.3. 結果と考察	…23
3.3.1. 垂直静磁場下における空洞表層の線量評価	…23
3.3.2. 平行静磁場下における空洞表層の線量評価	…34

3.4. まとめ	…42
第4章 結論	…43
4.1. 研究結果の概要と結論	…43
4.2. 今後の課題	…43
参考文献	…45

本論文中の図および表について

Biomedical Imaging and Intervention Journal (bii) published the original version of figure 1-1 in the English language. This translation has not been verified by bii.

図 1-1 の原版は、bii によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、bii の承認を受けていない。

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3097780/pdf/bii-05-e25.pdf>

Nipponrinshosha Co. published the original version of figure 1-2 in the Japanese language.

図 1-2 の原版は、日本臨牀社によって日本語表記で出版されている。

Clinical Oncology published the original version of figure 1-3 to 1-4 in the English language. This translation has not been verified by Clinical Oncology.

図 1-3 から 1-4 の原版は、Clinical Oncology によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、Clinical Oncology の承認を受けていない。

[https://www.clinicaloncologyonline.net/article/S0936-6555\(18\)30410-2/fulltext](https://www.clinicaloncologyonline.net/article/S0936-6555(18)30410-2/fulltext)

Physics in Medicine & Biology published the original version of figure 1-5 to 1-6 in the English language.

This translation has not been verified by Physics in Medicine & Biology.

図 1-5 から 1-6 の原版は、Physics in Medicine & Biology によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、Physics in Medicine & Biology の承認を受けていない。

<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-6560/aac749>

Clinical Oncology published the original version of figure 2-2 in the English language. This translation has not been verified by Clinical Oncology.

図 2-2 の原版は、Clinical Oncology によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、Clinical Oncology の承認を受けていない。

[https://www.clinicaloncologyonline.net/article/S0936-6555\(18\)30419-9/fulltext](https://www.clinicaloncologyonline.net/article/S0936-6555(18)30419-9/fulltext)

Physica Medica published the original version of figure 2-3 in the English language. This translation has not been verified by Physica Medica.

図 2-3 の原版は、Physica Medica によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、Physica Medica の承認を受けていない。

[https://www.physicamedica.com/article/S1120-1797\(19\)30495-8/fulltext](https://www.physicamedica.com/article/S1120-1797(19)30495-8/fulltext)

Medical Physics published the original version of figure 2-4 in the English language. This translation has not been verified by Medical Physics.

図 2-4 の原版は、Medical Physics によって英語表記で出版されている。日本語翻訳については、Medical Physics の承認を受けていない。

<https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.597149>

## 要 旨

### 【背景と目的】

MR 画像誘導放射線治療では、光子と体内組織との相互作用で生じた二次電子が静磁場によるローレンツ力を受けるため、線量分布に歪みを生じる。とくに、肺や空気のような低密度領域では二次電子の飛程が長くなるため、静磁場によるローレンツ力の線量分布への影響は大きくなる。また、頭頸部治療における副鼻腔や、前立腺治療の腸管ガスなどの低密度領域では、治療期間中の体積変化に伴い、静磁場による線量影響も変化することが予想される。本研究では、静磁場下での空洞による線量影響を、Monte Carlo (MC) 法によって算出した空洞の有無による線量分布の比較から評価し、空洞表層壁の線量を定量的に評価した。

### 【方 法】

最初に、水ファントム内部に空洞 (Empty) を模擬した仮想ファントムを作成して空洞壁の線量分布を計算した。次に、仮想ファントム内の空洞を水で満たして (Full) 線量分布計算を行った。光子エネルギー Novalis Tx 6 MV を用いて、静磁場および空洞の有無の条件下で、1, 2, 4 門照射による線量分布計算から静磁場および空洞の線量分布への影響を調べた。静磁場は、垂直と平行静磁場の 2 方向において、磁束密度 0, 0.35, 0.5, 1.0, 1.5 T を用いた。線量分布計算は、汎用の MC コードである EGSnrc/BEAMnrc と DOSXYZnrc を用いて行った。算出した線量分布から空洞壁の線量体積ヒストグラムおよび線量差を用いて、静磁場下での空洞壁における定量的な線量評価を行った。

### 【結 果】

垂直静磁場下の 1 門照射では、空洞壁の  $D_2$  (2%の体積が含まれる線量：最大線量に近い) は、すべての静磁場で Empty が Full より大きく増加し、1.0 T で最大 51.9%増加した。4 門照射では、0.35-1.0 T で空洞の有無によって空洞壁の  $D_2$  は 0 T とほとんど変わらなかった。一方、1.5 T では空洞壁の  $D_2$  が 3.7%減少した。平行静磁場下の 1 門照射では、0 T で空洞壁の  $D_2$  は Empty が Full より 2.3%小さくなったが、1.0 T では 0.8%の減少で空洞有無の差が小さくなった。4 門照射では、0 T で空洞壁の  $D_2$  は Empty が Full より 2.6%小さくなったが、1.0 T では Empty が Full より 0.7%の増加となり、垂直静磁場と比べて空洞の有無による空洞壁の線量変化は小さかった。

### 【結 論】

垂直静磁場 1.5 T では、空洞が無い場合に比べて空洞がある場合、空洞表層壁への線量が最大 3.7%減少した。一方、垂直静磁場 0.35-1.0 T とすべての平行静磁場では、空洞の有無による空洞表層壁への線量影響は小さかった。

博士前期・後期課程在籍中の論文一覧

筆頭論文 計3編

1. Kubota T, Araki F, Ohno T, Impact of inline magnetic fields on dose distributions for VMAT in lung tumor. *Phys Medica* 2019;59:100–6.
2. Kubota T, Araki F, Ohno T, Comparison of dose distributions between transverse magnetic fields of 0.35 T and 1.5 T for radiotherapy in lung tumor using Monte Carlo calculation. *Medical Dosimetry*. 2020;45(2):179-185.
3. Kubota T, Araki F, Ohno T, Impact of the cavity on sinus wall dose in magnetic resonance image-guided radiation therapy. *Physica Medica*. 2020;74:100–109

共著論文 計2編

1. Ohno T, Araki F, Anami N, Kubota T, Yano M, Ito S, Impact of lung density on isolated lung tumor dose in VMAT using inline MR-Linac. *Phys Medica* 2020;80:65–74.
2. Ohno T, Kubota T, Yano M, Fujiwara Y, Araki F, Monte Carlo study of dosimetric impact of gadolinium contrast medium in transverse field MR-Linac system. *Phys Medica* 2021;86:19–30.



本論文の主な内容を構成する論文

Kubota T, Araki F, Ohno T, Impact of the cavity on sinus wall dose in magnetic resonance image-guided radiation therapy. *Physica Medica*. 2020;74:100–109

## 謝 辞

本研究の遂行ならびに本論文の作成にあたって終始熱心なるご指導とご鞭撻を賜りました熊本大学大学院生命科学研究部 先端生命医療科学部門 医用放射線科学講座の荒木不次男教授，大野剛助教に心からお礼申し上げます。

## 略語一覧

SRT	Stereotactic Radiotherapy	定位放射線治療
IMRT	Intensity Modulated Radiation Therapy	強度変調放射線治療
IGRT	Image-guided Radiation Therapy	画像誘導放射線治療
Linac	Linear Accelerator	直線加速装置
LG	Linac-graphy	リニアックグラフィ
EPID	Electric Portal Imaging Device	電子ポータル画像取得装置
OBI	On Board Imager	画像搭載装置
CT	Computed Tomography	コンピューター断層撮影
CBCT	Cone Beam CT	コーンビーム CT
US	Ultrasonography	超音波検査
TAUS	Trans-abdominal Ultrasound	経腹式超音波
TPUS	Trans-perineal Ultrasound	経会陰式超音波
MRI	Magnetic Resonance Imaging	磁気共鳴断層撮影
MRgRT	MR-guided Radiation Therapy	MR 画像誘導放射線治療
MC	Monte Carlo	モンテカルロ
ERE	Electron Return Effect	電子の戻り効果
EFE	Electron Focusing Effect	電子の集束効果
DVH	Dose Volume Histogram	線量体積ヒストグラム
PDD	Percent Depth Dose	深部量百分率
OCR	Off Center Ratio	軸外線量比
%DD map	Dose Difference Map	線量差分布
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy	強度変調回転放射線治療

# 第1章 序 論

## 1.1. 本研究の背景

### 1.1.1. 画像誘導放射線治療の役割

近年、コンピューターの技術革新に伴うハードウェアとソフトウェアの進歩により、SRT や IMRT といった高精度放射線治療が普及してきた。高精度放射線治療を実現するために重要な技術の一つが、腫瘍であるターゲットの位置決め精度を向上させる IGRT である。IGRT では、患者のセットアップ後に位置情報を取得し、それを治療計画時の位置情報と照合し、位置の補正を行った後に放射線照射を行う。また、放射線照射中に画像を取得し、呼吸の動きや臓器の動き等を確認しながら治療を行う場合もある。Zelevsky ら<sup>1)</sup>は、前立腺がんに対する放射線治療では、金属マーカーによる IGRT によって、尿路系の晩発有害事象が有意に減少したことが報告している。その他にも、頭部や頭頸部、肺、肝臓、乳房等の多くの部位で適用されている<sup>2)</sup>。

### 1.1.2. 画像誘導放射線治療の照合技術

IGRT の臨床施行のためのガイドライン 2019<sup>3)</sup>によると、IGRT とは2方向以上の二次元画像、三次元画像、または三次元患者体表面情報に基づいて治療時の患者位置変位量を三次元的に計測、修正し、治療計画で決定した照射位置を可能な限り再現する照合技術を意味する。以下に、IGRT として認められる機器的要件を示す。

- ① 位置照合装置が放射線照射装置と同室に設置され、寝台を共有していること
  - ② 位置照合装置は骨構造、金属マーカー、腫瘍の位置情報や三次元患者体表面情報を基に患者位置変位量を計測するための患者位置情報を取得できるシステムであること
  - ③ ソフトウェアなどを用いて基準位置と比較し、治療寝台移動量を計測できること
- 次の項で、IGRT を位置情報の取得方法によって分類する。

#### 1.1.2.1 二次元画像に基づいた画像誘導放射線治療

二次元画像に基づいた IGRT には、Linac による治療 X 線を用いた LG がある。LG は、Fig. 1-1 に示すように、特定の角度から MV-X 線を照射し、Linac に付属する EPID によって二次元画像を取得する<sup>4)</sup>。

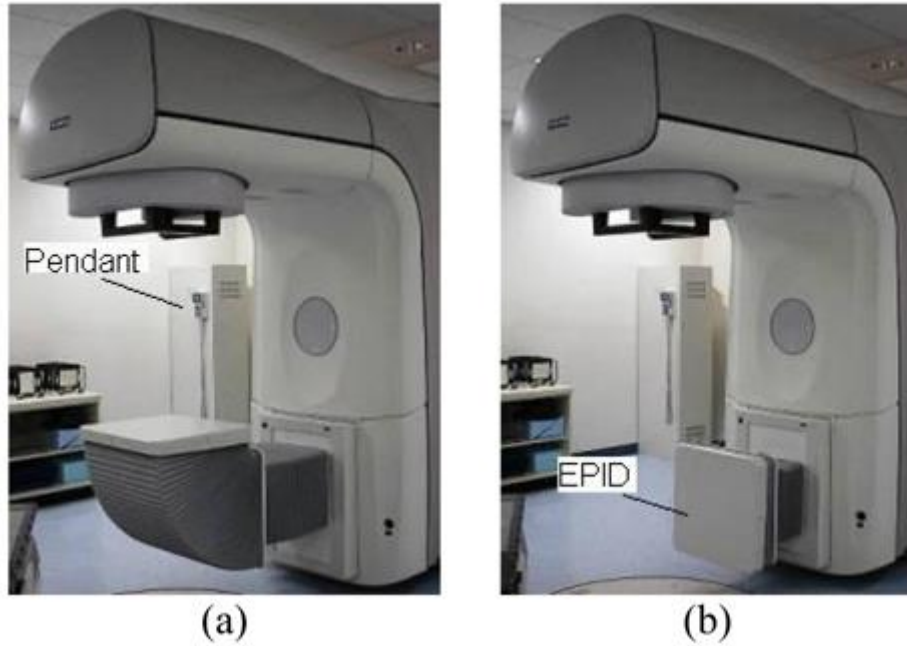
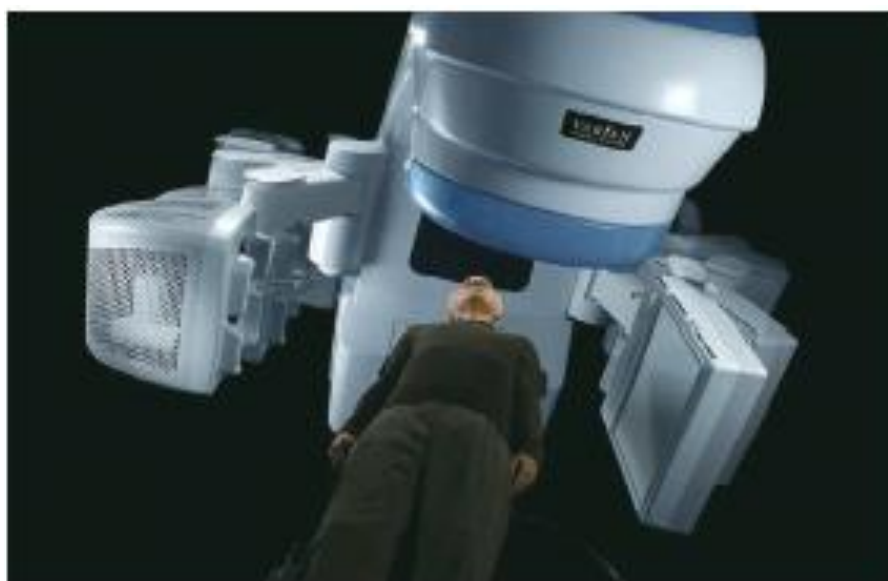


Fig. 1-1. EPID unit installed at the base of the Linac. (a) EPID camera unit is in position to acquire images. (b) EPID unit installed at the base of the Linac. EPID camera unit is in retracted position <sup>4)</sup>.

一方、LG では MV-X 線を用いるため、診断領域で用いられる kV-X 線に比べて高エネルギーとなり、コンプトン散乱が主でコントラストが低下して画質が悪くなる <sup>5)</sup>. そのため、現在では kV-X 線を用いた IGRT システムが主流になっている. このシステムには、Fig. 1-2 (a)に示すような治療室に kV-X 線装置を設置する方法や、Fig. 1-2 (b)に示すような Linac に診断用 X 線装置を融合する OBI がある <sup>6)</sup>.



(a)



(b)

Fig. 1-2. KV-X ray IGRT Systems. (a) In-room kV x-ray imaging system. (b) OBI. (津川<sup>6)</sup>の Fig. 3 より抜粋)

### 1.1.2.2 三次元画像に基づいた画像誘導放射線治療

三次元画像に基づいた IGRT は、CBCT による方法が最も普及している。Linac、あるいは Linac と融合した kV-X 線装置を用いて、回転しながら画像を取得することで、CBCT を可能とした。また、US 装置を用いて三次元画像を取得する方法もある。ターゲット近傍の二次元の US 画像を複数枚取得し、それらを再構成して得られた三次元画像を用いて位置照合を行っている<sup>7)</sup>。通常の経腹式である TAUS プロローベや、経会陰式である TPUS プロローベも使用できる。TPUS プロローベは、経会陰的にプロローベを固定し、自動で走査することで、照射中もリアルタイムに画像を取得することができる。

### 1.1.2.2 三次元患者体表面情報に基づいた画像誘導放射線治療

三次元患者体表面情報に基づいた IGRT に、光学システムを用いた方法がある。患者に対し可視光を投影し、その反射光によって体表面情報を取得している<sup>8)</sup>。また、呼吸波形を取得することも可能であり、呼吸管理に基づいた呼吸同期照射を行うことが可能である。さらに、得られた体表面情報から、体表面の変形によるアイソセンタからの変位量を考慮することも可能である。

## 1.1.3. 新たな画像誘導放射線治療

### 1.1.3.1. MR 画像誘導放射線治療

kV-X 線や CBCT による IGRT は、実際の治療による放射線被ばくに加え、位置照合のための撮影による被ばくを生じる。また、光学システムによる IGRT では、体表面の位置情報のみであるため、深部臓器の動きを考慮することは困難である。そこで近年、Fig. 1-3 に示すような MRI 装置と Linac を融合した MRgRT 装置が開発され、臨床導入されつつある<sup>9)</sup>。MRI を用いることで、従来の kV-X 線画像や CBCT に比べ、軟部組織のコントラストが高い画像を、追加の被ばくを伴うことなく取得できる。さらに、放射線照射中にリアルタイムに画像を取得することが可能である。



Fig. 1-3. MRgRT system. (Liney ら<sup>9)</sup>の Fig. 2 より抜粋)

一方、MR 画像誘導放射線治療では、Fig. 1-4 のように、光子と体内組織との相互作用で生じた二次電子が静磁場によるローレンツ力を受けるため、線量分布に歪みを生じる<sup>10)-28)</sup>。また、肺や空気のような低密度領域では二次電子の飛程が長くなるため、静磁場によるローレンツ力による線量分布への影響が大きくなる。さらに、頭頸部治療における副鼻腔や、前立腺治療の腸管ガスなどの低密度領域では、Fig. 1-5 および Fig. 1-6 のように、治療期間中に照射領域の体積変化を生じるため、静磁場による線量影響が変化することが予想される<sup>28)-29)</sup>。



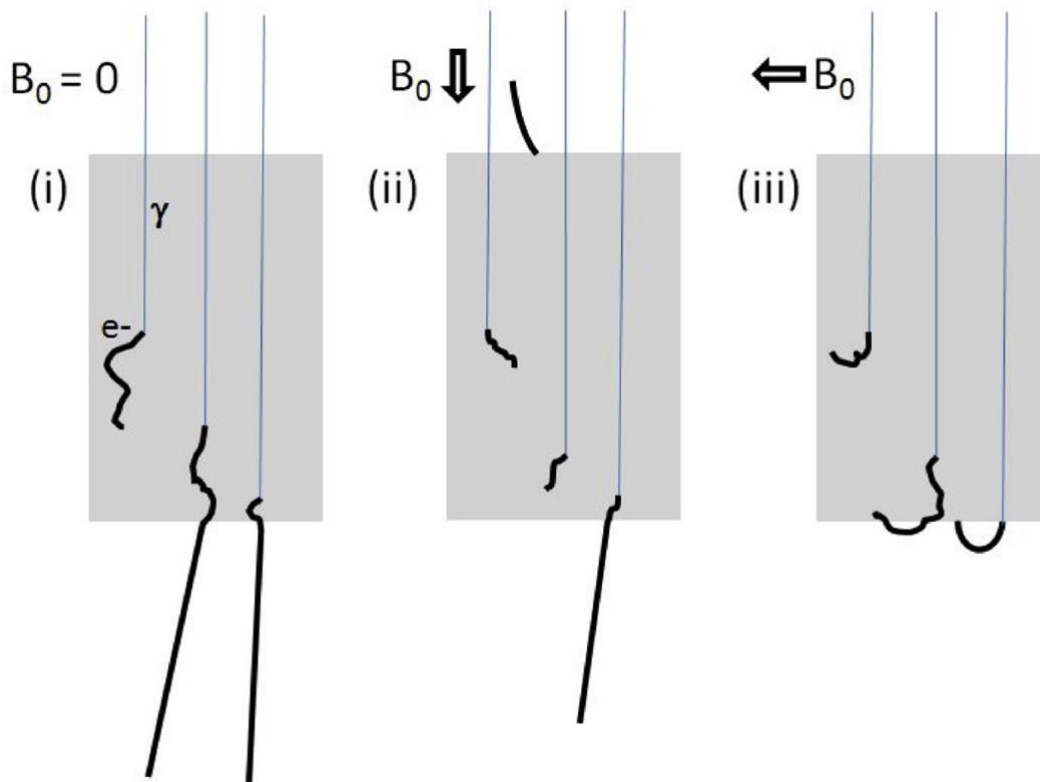


Fig. 1-4. Illustration of the magnetic field effect for photon dosimetry: (i) without a magnetic field, (ii) a EFE within the patient and of any external contaminating electrons towards the surface owing to an inline magnetic field, and (iii) electrons to move in an arc causing a lateral shift of the intended delivery and a return effect upon beam exit ERE owing to a transverse magnetic field<sup>9</sup>).

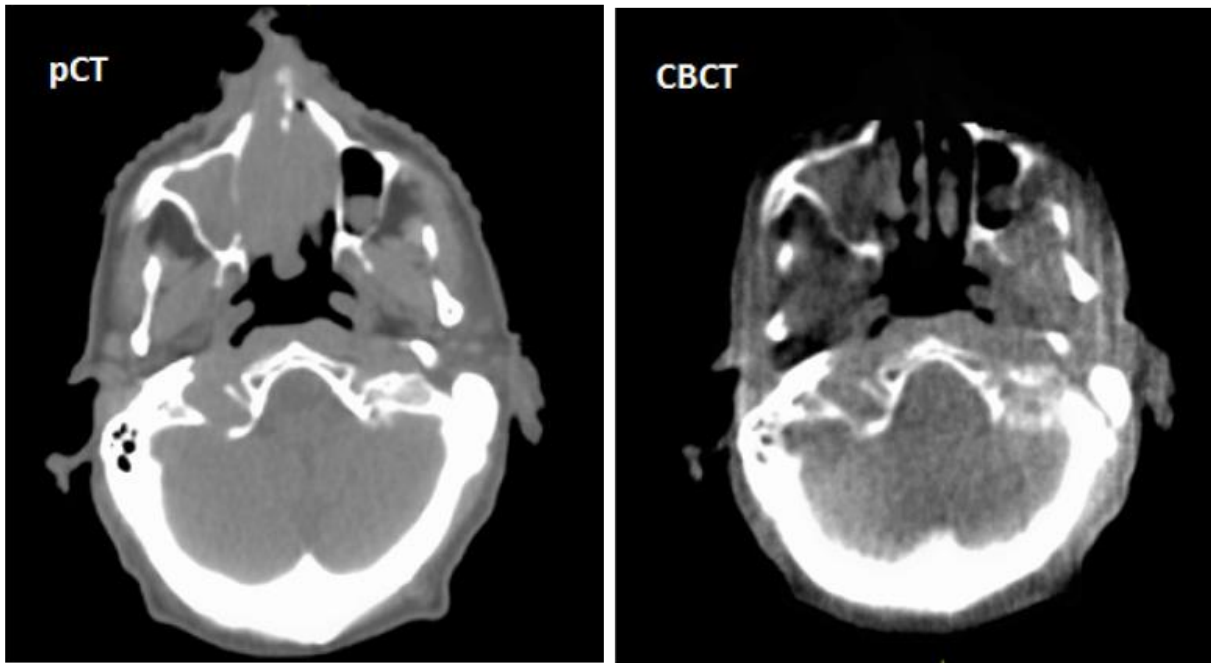


Fig. 1-5. Planning CT (pCT) image for a sinus patient showing a full cavity and a CBCT image of the same patient from fraction 5 with reduced sinus filling. (Chuter ら <sup>28)</sup>の Fig. 1 より抜粋)

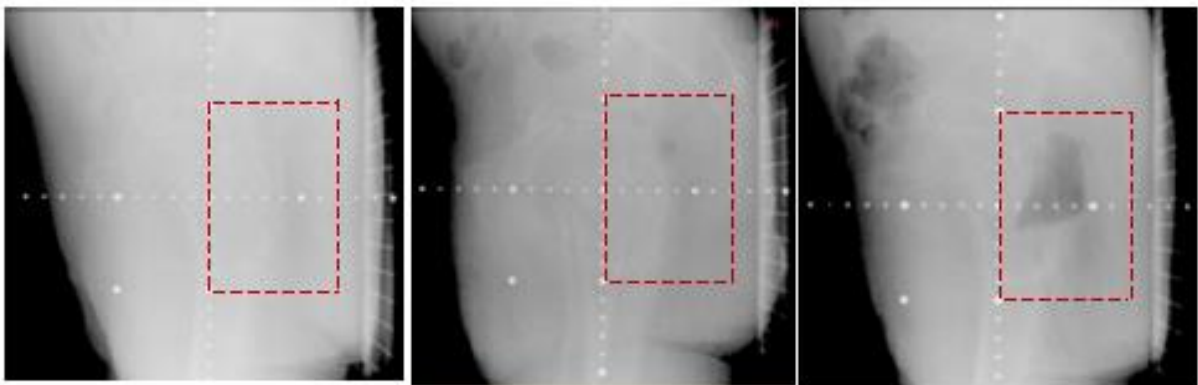


Fig. 1-6. Typical lateral mega-voltage images of gas accumulation. Gas in the area within the red dashed line was regarded as in the rectum. (Nakamura ら <sup>29)</sup>の Fig. 1 より抜粋)

## 1.2. 本研究の概要

静磁場下における放射線治療では、光子と体内組織との相互作用で生じた二次電子に対してローレンツ力が働くため、線量分布が歪むことが報告されている<sup>9)-28)</sup>。とくに、低密度領域において二次電子の飛程が長くなるため、低密度領域を含む肺や頭頸部等において、静磁場の影響は大きくなることが予想される。したがって、肺領域における静磁場の線量分布への影響について、多くの研究が報告されている<sup>21)-26)</sup>。一方で、肺領域以外の体内空洞のような低密度領域における静磁場の線量分布への影響についての研究は少ない。

頭頸部では副鼻腔、前立腺では腸管ガスといった低密度領域が、静磁場下での線量分布に影響を及ぼす恐れがある。さらに、これらの低密度領域は、治療期間中に体積が変化することが報告されているため、それに伴って静磁場下での線量分布への影響も変化する<sup>27)28)</sup>。例えば、副鼻腔がんでは、治療前と治療中で空洞体積が変化する<sup>28)</sup>。そのため、副鼻腔腫瘍における線量は変化することが予想される。また、直腸ガスの体積変化<sup>29)</sup>は、前立腺がんの放射線治療において、リスク臓器である直腸の線量変化を引き起こし、粘膜炎につながる恐れがある。

このように、空洞壁の線量は、腫瘍においては表面線量、リスク臓器では粘膜線量として重要になる。したがって、静磁場下での頭頸部および前立腺における放射線治療では、とくに空洞壁の線量影響が重要となる。本研究では、静磁場下での空洞による線量影響を、MC法によって算出した空洞の有無による線量分布の比較から、空洞表層壁の線量を定量的に評価した。

## 1.3. 本研究の構成

本研究は全4章より構成されている。第1章では、本研究の背景、本研究の概要、本研究の構成について述べた。第2, 3, 4章では、著者がこれまで研究してきた内容とその成果をまとめた。第2章では、MR画像誘導放射線治療の現状、種類、臨床応用、線量分布について述べた。第3章では、静磁場での空洞による線量影響を、MC法によって算出した空洞の有無による線量分布の比較から、空洞表層壁の線量を定量的に評価した。第4章では、本研究の成果と今後の課題について述べた。

## 第 2 章 MR 画像誘導放射線治療

### 2.1. MR 画像誘導放射線治療の現状

近年，MRI 装置と Linac を融合した MRgRT 装置が臨床導入されつつある．MRgRT では，従来の IGRT と比較して，軟部組織のコントラストが高い画像の取得が可能である．さらに，治療直前の MR 画像による適応放射線治療や，放射線照射中のリアルタイム画像の取得も可能である．しかしながら，静磁場下の光子線治療では，光子と物質の相互作用で生じた二次電子が静磁場によるローレンツ力を受け，線量分布が変化することが報告されている<sup>9)-28)</sup>．

### 2.2. MR 画像誘導放射線治療の種類と特徴

現在，開発されている MRgRT 装置は，Fig. 2-1 および Table 2-1 に示すように，静磁場方向によって，主に 2 つのタイプに分類することができる<sup>9)</sup>．現在，開発されている MRgRT 装置は，主に 2 つの静磁場方向を持つ．1 つは，垂直静磁場型 MRgRT 装置であり，静磁場が照射ビームに対して垂直となる頭尾方向に印加される．もう 1 つは，平行静磁場型 MRgRT 装置であり，二平面型の MRI 装置とリニアックが同時に回転する，あるいは患者ごと寝台を回転させることで，静磁場が照射ビームに対して平行に印加される．垂直静磁場型 MRgRT 装置は，すでに臨床導入されている．一方，平行静磁場型 MRgRT 装置は，現在開発中である．

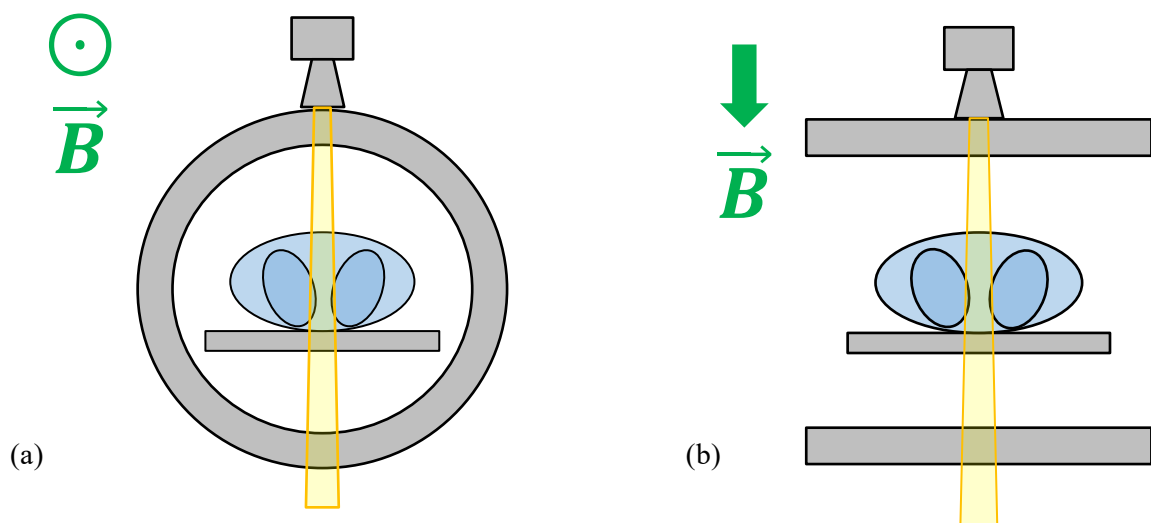


Fig. 2-1. Two types of MRI-linac according to a static magnetic field direction. (a) Transverse magnetic field. (b) Inline magnetic field.

Table 2-1. Two types of the MRgRT system according to magnetic field direction.

	装置名 (メーカー名)	光子ビームに対する 静磁場方向	静磁場強度	光子エネルギー
垂直静磁場方式	MRIdian (ViewRay)	垂直	0.35 T	<sup>60</sup> Co×3 6 MV
	Unity (Elekta)	垂直	1.5 T	7 MV
平行静磁場方式	MRI-linac (Australian)	両方 (平行)	1.0 T	4, 6 MV
	Aurora-RT (MagnetTx)	平行	0.5 T	6 MV

### 2.3. MR 画像誘導放射線治療による臨床例

Barnes ら<sup>31)</sup>は、Fig.2-2 に示すように、2014 年から 2018 年の間に、ワシントン大学にて MRgRT による治療を行った 642 名の統計データを算出している。Fig.2-2 に示すように、治療件数が最も多かったのは腹部で 41.2%，次いで乳房が 31.4%，骨盤が 13.2%，胸部が 11.6%，最も少なかったのは頭頸部・中枢神経系で 2.6%であった。とくに、従来の CBCT では精度の高い位置照合が困難であった膵臓癌に対し、MRgRT による軟部組織コントラストの良い画像を用いることで、生存率を有意に向上させた<sup>31)</sup>。ただし、Barnes ら<sup>31)</sup>は、頭頸部・中枢系は最も少なくなったが、MRgRT によるメリットが小さいということではないと考察している。実際に Henke ら<sup>32)</sup>による調査では、MRgRT による治療部位の 10%を頭頸部が占めたことを報告している。

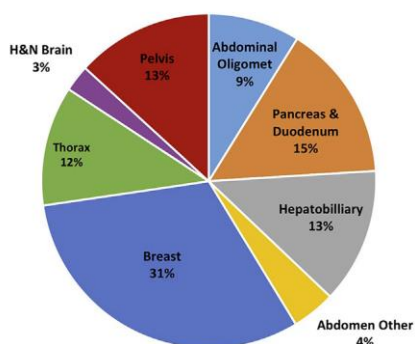
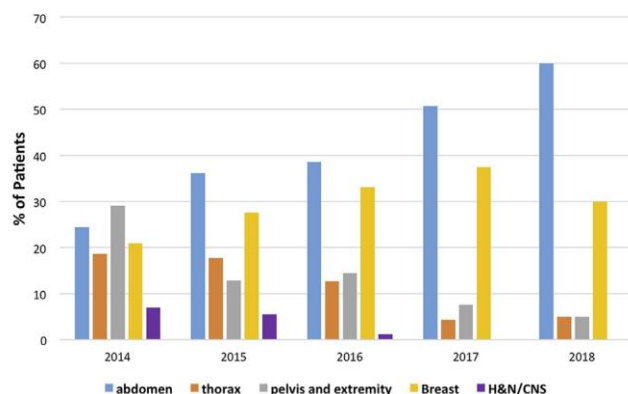
**A Disease Sites Treated Over 4.5 Years****B Annual Disease Site Proportions**

Fig. 2-2. Distribution of disease sites treated over 4.5 years based on anatomical sites (a), and annual treatment trends from 2014 to 2018, with the y-axis representing the percentage of patients by year (b)<sup>31)</sup>.

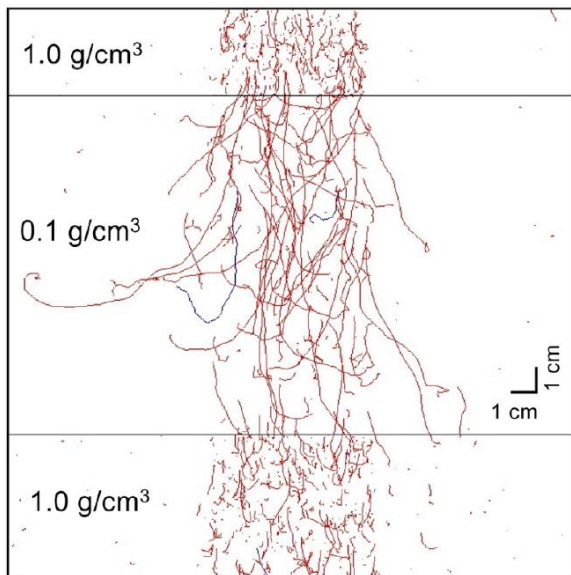
#### 2.4. MR 画像誘導放射線治療における線量分布

静磁場下の光子線治療では、光子と物質の相互作用で生じた二次電子が静磁場によるローレンツ力を受け、線量分布が変化する。垂直静磁場下では、二次電子が式 (1)の回転半径  $r$  の軌道で偏向し、Fig. 2-3 のように、線量分布に歪みが生じる。

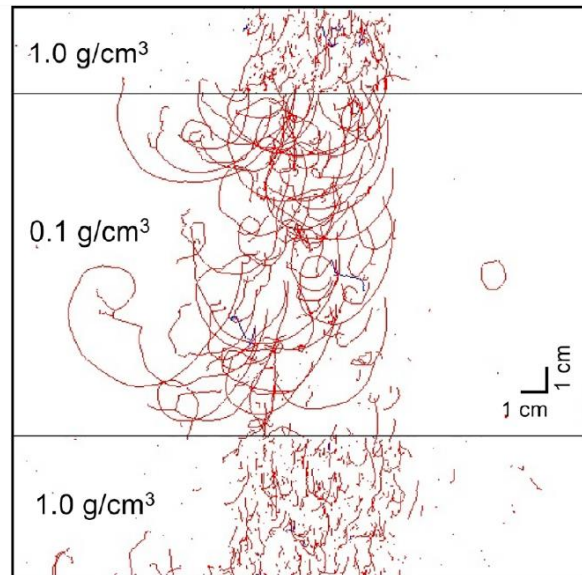
$$r = \frac{mv}{eB} \quad (1)$$

ここで、 $m$  は電子の質量 (kg)、 $v$  は電子の速度 (m/s)、 $e$  は電子の電荷 (C)、 $B$  は磁束密度 (T)である。

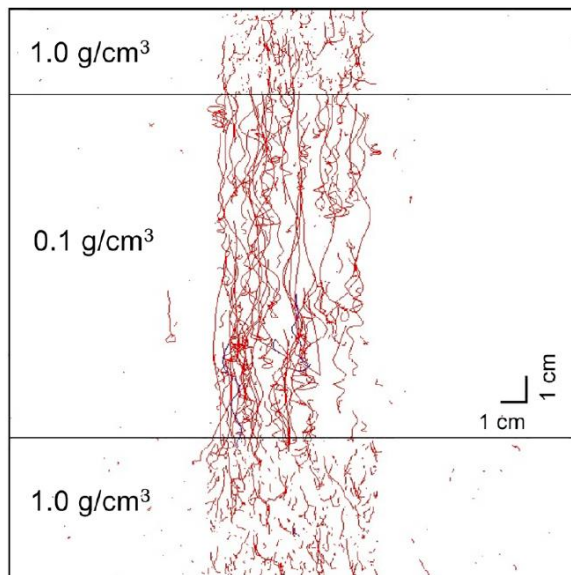
また、水-空気の境界面において、二次電子が境界面に戻り線量が増加する ERE を生じることが知られている。ERE は、式(1)で示されるように、回転半径が小さく、すなわち電子の速度が遅く、静磁場が大きいほど大きくなる。Raaijmakers ら<sup>14)</sup>は、垂直静磁場下での光子線治療において、EREによって、線量分布の歪みや射出面、皮膚、胸壁などの線量増加が生じることを報告している。



(a) 0 T



(b) 0.35 T



(c) 1.5 T

Fig. 2-3. Secondary electron trajectories in an inhomogeneous phantom for transverse magnetic flux density of 0.35 T for a  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  field. (a) 0 T, (b) 0.355 T, and (c) 1.5 T. The horizontal lines are the water–low density medium interface and the low-density medium–water interface.

(Yano ら<sup>26)</sup>の Fig.16, 17 より抜粋)

一方、平行静磁場下では、Fig. 2-4 のように、二次電子は式(2)の回転半径  $r$  の軌道でらせん状に進みながら静磁場方向、すなわち静磁場方向に集束する。

$$r = \frac{m v \sin \theta}{e B} \quad (0 \leq \sin \theta \leq 1) \quad (2)$$

ここで、 $m$  は電子の質量 (kg)、 $v$  は電子の速度 (m/s)、 $e$  は電子の電荷 (C)、 $B$  は磁束密度 (T) である。この EFE によって、Fig. 2.4 のようにビームの中心軸の線量増加が生じる。EFE も垂直静磁場における ERE と同様に、回転半径が小さい、すなわち電子の速度が遅く、静磁場が大きいほど大きくなる。さらに、平行静磁場下での肺の放射線治療では、腫瘍線量が増加することが報告されている<sup>21)-24)</sup>。

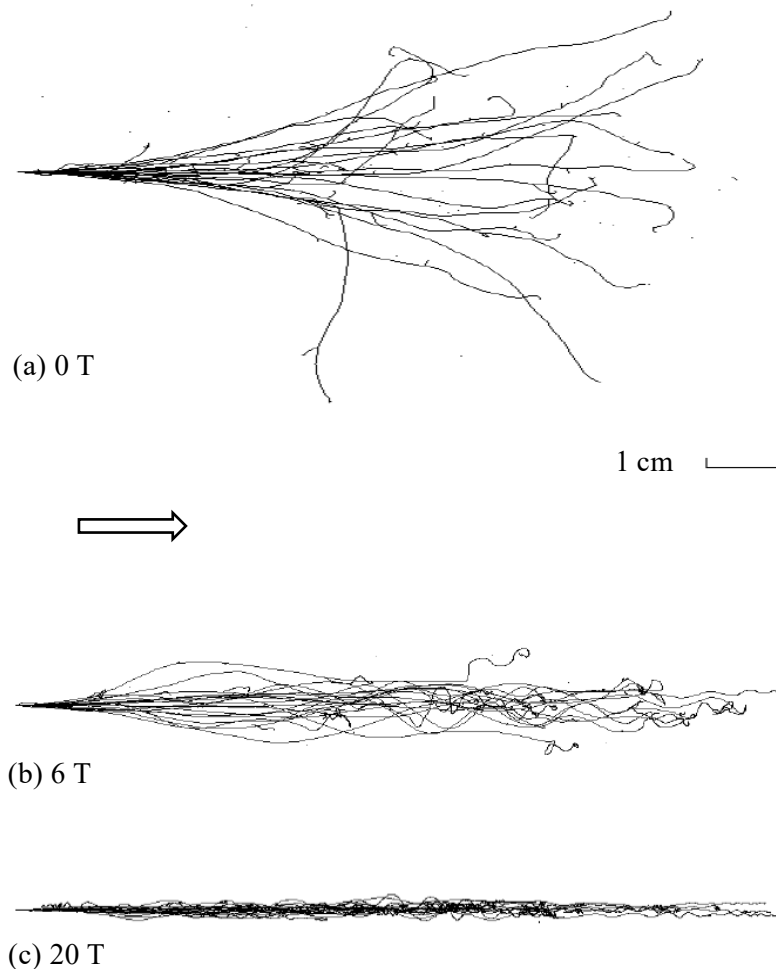


Fig. 2-4. Twenty histories of 20 MeV electrons are transported through water in the presence of uniform and longitudinal magnetic fields. (a) Top: 0 T, (b) middle: 6 T, and (c) bottom: 20 T. The range of 20 MeV electron in water is about 9.3 cm, which shows the longitudinal extent of the trajectories depicted. The scale maker presents 1 cm.<sup>15)</sup>



Table 2-2 に、空気、肺、および水中における電子の飛程を示す。飛程は密度に依存して変化し、密度  $0.26 \text{ mg/cm}^3$  の肺<sup>32)</sup>では、密度  $1.00 \text{ mg/cm}^3$  の水に比べて約 4 倍となる。したがって、電子の飛程は、水中より空気や肺といった低密度領域で大きくなる。

Table 2-2 Electron range in water, lung, and air.

Electron Energy	Water	Lung	Air
1 MeV	0.41 cm	1.57 cm	339.42 cm
6 MeV	3.12 cm	12.00 cm	2588.38 cm

放射線治療においては、低密度領域である肺、空洞を有する頭頸部、および直腸ガスの影響を受ける骨盤部領域で、二次電子の飛程が長くなるため静磁場による線量分布への影響は大きくなることが予想される。

## 第3章 静磁場下における放射線治療の空洞表層壁の線量分布評価

### 3.1. 諸言

静磁場下での放射線治療では、二次電子がローレンツ力を受けることで、線量分布が変化する。その影響は、低密度領域において、二次電子の飛程が長くなるため大きくなる。さらに、副鼻腔がん治療における副鼻腔、および前立腺がん治療における腸管ガスといった低密度領域は、治療期間中に体積が変化する。したがって、空洞の体積変化に伴って、静磁場下での線量分布への影響も変化することが予想される。Chuter ら<sup>28)</sup>は、治療期間中に変化する副鼻腔体積が、静磁場下において線量分布へ与える影響を評価した。1.5 T の静磁場下での頭頸部放射線治療では、空洞なしから空洞ありの状態に変化した場合に、空洞壁の線量が減少し、空洞壁周囲が過小投与になる恐れがあることを報告した。また、直腸ガスの体積変化は、前立腺がんの放射線治療において、リスク臓器である直腸の線量変化を引き起こし、粘膜炎を生じる恐れがある。このように、空洞壁の線量は、腫瘍においては表面線量、リスク臓器では粘膜線量として重要になる。したがって、静磁場下での頭頸部および前立腺における放射線治療では、とくに空洞壁線量への影響が重要となる。

Chuter ら<sup>28)</sup>は、1.5 T の高静磁場における空洞壁線量への影響は、空洞壁周囲が過小投与になる恐れがあることを報告しているが、0.35 T のような低静磁場の線量影響は異なることが予想される。さらに、平行静磁場下における空洞壁の線量分布への影響については報告されていない。

本章では、静磁場下での放射線治療における空洞壁線量への影響について述べる。はじめに、MC シミュレーション上で、水ファントムおよび、水ファントム内部に空洞を模擬した仮想ファントムを作成した。次に、2 つの仮想ファントムに対し、静磁場および空洞の有無の条件下で、1, 2, 4 門照射による線量分布計算を行った。最後に、得られた線量分布を DVH および線量差を用いて解析した。これらの線量評価は、静磁場の有無、および空洞の有無による比較によって、定量的に行った。

### 3.2. 方法

#### 3.2.1. Monte Carlo 法による空洞ファントムの作成

Fig. 3-1 に示すように、空洞を模擬した仮想ファントムを EGSnrc<sup>33)34)</sup>/DOSXYZnrc<sup>35)</sup> code を用いて作成した。水ファントムの幾何学的寸法は  $15 \times 15 \times 15 \text{ cm}^3$  であり、ファントム中

心に  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ , あるいは  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  の空洞を設定した. また, 空洞の体積変化を想定し, 空洞内の物質は空気 (Empty), あるいは水 (Full)とした. さらに, 空洞壁および粘膜面を考慮するため, 空洞壁の表面から厚さ 1 mm と 5 mm の領域を空洞壁 (粘膜面)として設定した.

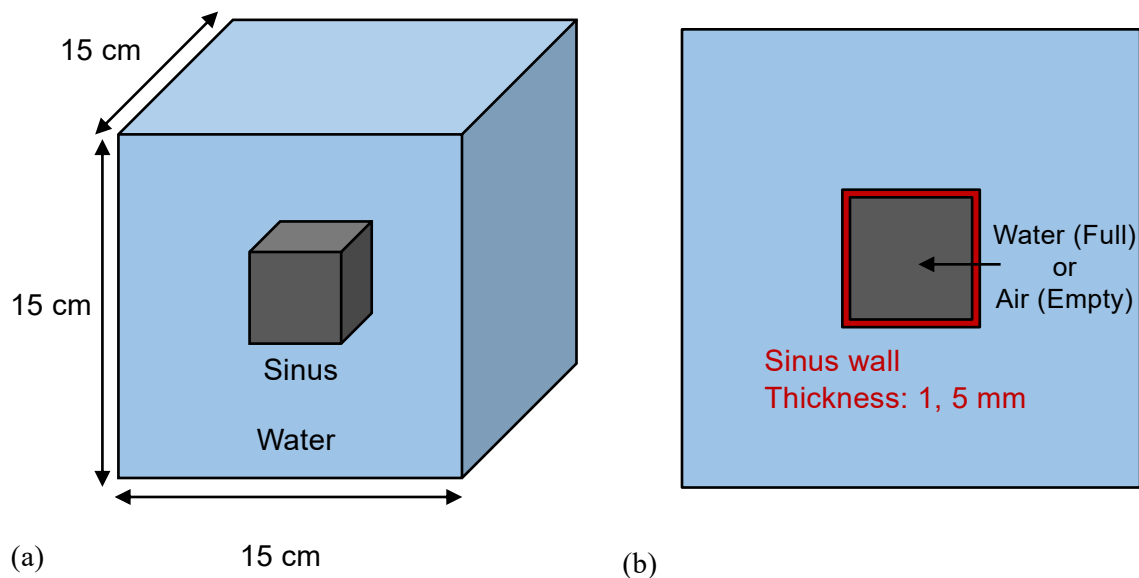


Fig. 3-1. Schematic geometry of a virtual phantom with (a) sinus and (b) sinus wall.

### 3.2.2. Monte Carlo 法による静磁場下の線量計算

3.2.1 項の仮想ファントムにおいて, EGSnrc/BEAMnrc<sup>36)37)</sup> code と DOSXYZnrc code を用いて, 静磁場下における線量分布を計算した. まず, BEAMnrc code を用いて, High-definition Multi Leaf Collimator (HD120MLC, BrainLAB, Feldkirchen, Germany)を装備した Novalis Tx (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA)の加速器ヘッド構造のモデリングを行った. モデリングの妥当性は, 水ファントムにおける測定値 (PDD と OCR)と計算値との2%以内の一致から検証した. 入射線源ファイルとして, jaw 照射野  $3 \times 3$  と  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  の phase space file を作成した. 垂直静磁場下における線量分布計算は, DOSXYZnrc code に組み込まれた enhanced electric and magnetic field macros パッケージ<sup>38)</sup>を用いて行った. 作成した phase space file を線源として, 3.2.1 項の仮想ファントムにおいて, 1 門 ( $0^\circ$ ), 2 門 ( $0^\circ, 180^\circ$ ), 4 門 ( $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$ )で照射した. 照射野は, 空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  と  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  において, それぞれ照射野サイズ  $3 \times 3 \text{ cm}^3$  と  $5 \times 5 \text{ cm}^3$  とした. 静磁場は, 垂直・平行の2方向に印加し, 磁束密度は 0, 0.35, 0.5, 1.0, 1.5 T に設定した. 全ての MC シミュレーションに

において、0 T の Full においてアイソセンタ点の線量を 100%線量とした。

本研究では、BEAMnrc code において、Directional bremsstrahlung splitting を 1000 に設定し、DOSXYZnrc code では、photon spitting number を 128 に設定することで、分散低減技術による計算の効率化を図った。また、光子と電子のカットオフエネルギーを、それぞれ 0.01 MeV と 0.70 MeV に設定した。計算グリッドサイズは  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  とした。静磁場のパラメータは、EMESTEPE を 0.2 とした。すべての線量分布計算において、統計学的不確かさは、アイソセンタ線量で 1%以内 (1s.d.) となるように計算した。

### 3.2.3. 線量評価法

MC シミュレーションによって算出した線量分布の評価においては、DVH, 線量指標, および%DD map を用いて定量的に解析した。静磁場の有無によるファントム内空洞線量の差%DD<sub>B</sub> は、MATLAB プログラムを用いて作成した%DD map から次式によって算出した。

$$\%DD_B = \frac{D_B - D_{B=0}}{D_{B=0\_isocenter}} \times 100 \quad (3)$$

ここで、 $D_B$  は磁束密度  $B$  (T) における線量、 $D_{B=0, isocenter}$  は、 $B=0$  T の水ファントム (Full) における isocenter の線量である。また、空洞 (Empty) と空洞を水で満たした場合 (Full) の線量差%DD<sub>Sinus</sub> は次式で求めた。

$$\%DD_{Sinus} = \frac{D_{Empty} - D_{Full}}{D_{B=0\_isocenter}} \times 100 \quad (4)$$

ここで、 $D_{Empty}$  と  $D_{Full}$  は、それぞれ空洞の有無における線量である。ただし、空洞内の%DD は 0 として評価した。

次に、空洞壁の表面~1mm (1 mm 厚) と表面~5 mm (5 mm 厚) での線量分布から DVH を計算して解析し、静磁場下における空洞壁線量分布への影響を定量的に評価した。また、空洞壁 1 mm 厚と 5 mm 厚について、線量指標  $D_2$  (少なくとも体積の 2%をカバーする線量: 最大線量に近い指標),  $D_{mean}$  (平均線量), および  $D_{98}$  (少なくとも体積の 98%をカバーする線量: 最小線量に近い指標) で評価した。

### 3.3. 結果と考察

#### 3.3.1. 垂直静磁場下における空洞表層壁の線量評価

##### 3.3.1.1. 垂直静磁場による空洞表層壁線量への影響

Fig. 3-2 に、垂直静磁場下における空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  の %DD map を示す。これは、空洞の存在による垂直静磁場の線量影響を示している。1 門照射の  $DD_B$  map において、垂直静磁場で生じるローレンツ力の方向に線量分布が偏向していることがわかる。空洞周囲では、ERE による線量増加と減少が顕著にみられ、1.5 T で最大 60%程度であった。

Fig. 3-3 は、空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  における 1 mm 厚さの空洞壁内線量分布の DVH を示す。Fig. 3-3(a)の点線で示す Empty の DVH において、垂直静磁場によるローレンツ力の影響で 1 mm 厚の空洞壁内の線量が不均一であることがわかる。これは、Fig. 3-2 の %DD map でみられた空洞周囲の線量増減を表している。また、静磁場の影響は 1.5 T が 0.35 T より大きかった。これは、先行論文<sup>25)</sup>の傾向と同様であり、静磁場が大きいほど、電子の回転半径が小さくなるためである。

4 門照射の  $DD_B$  map では、1 門照射より静磁場の影響は小さくなり、最大 5%程度であった。これも、先行論文<sup>25)</sup>の傾向と同様であり、照射門数の増加によって、ローレンツ力の影響が分散したためである。また、1 門照射とは異なり、空洞周囲の線量の不均一は減少し、1.5 T で最大 6.7%程度までの減少であった。Fig. 3-3(b)の DVH からわかるように、垂直静磁場によって空洞壁内の線量は減少した。これは、空気-水の境界面の線量減少が、水-空気の境界面の線量増加より大きくなったためである。

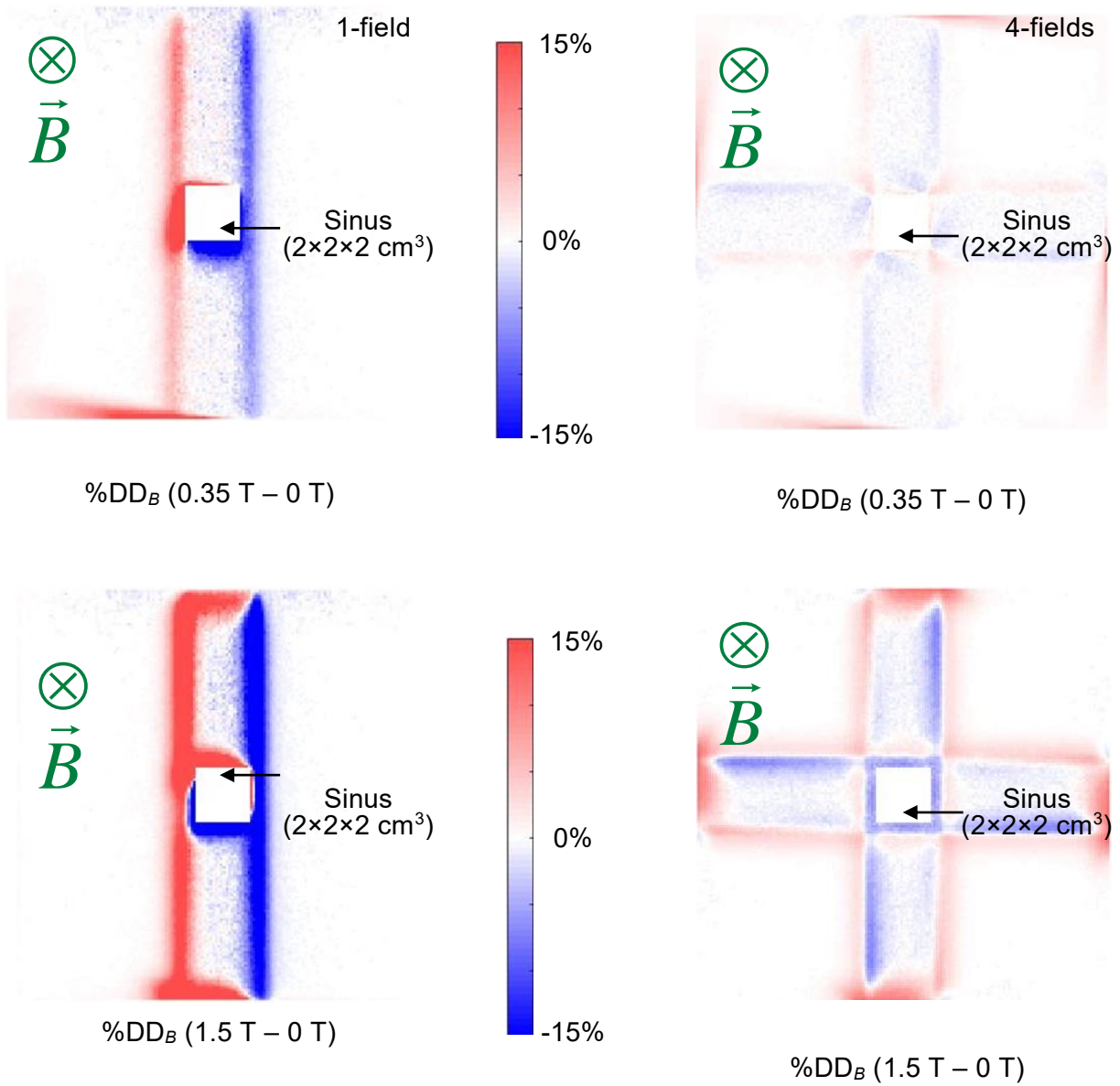


Fig. 3-2. Dose difference (DD) maps (%) between ( $B$  T – 0 T) for sinus of empty with the transverse magnetic fields.

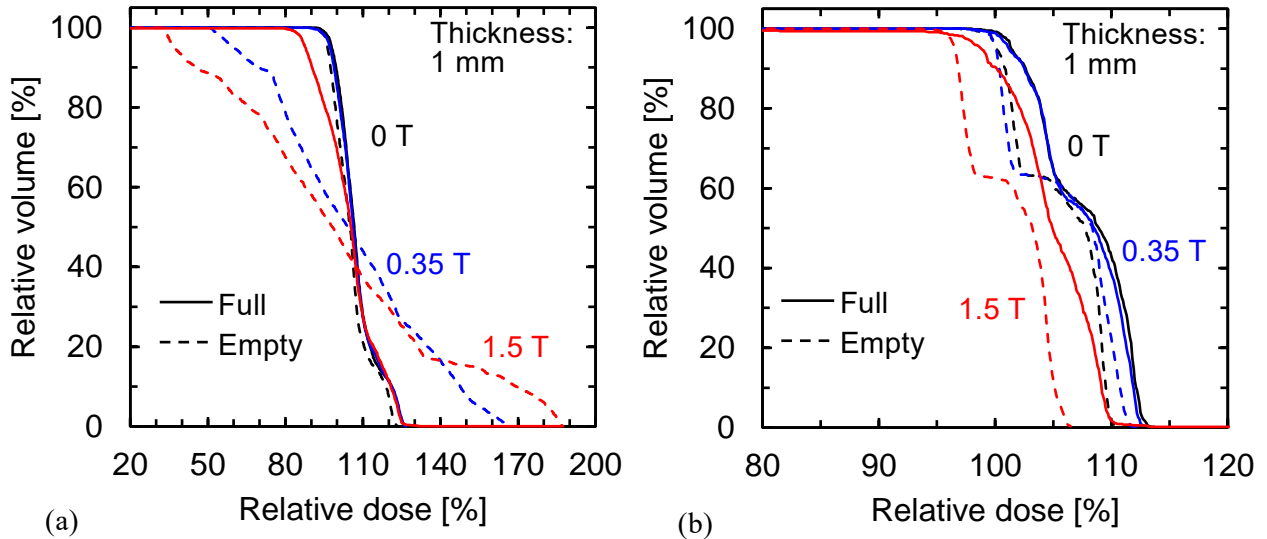


Fig. 3-3. DVHs of sinus wall (thickness: 1 mm) for 1-field and 4-fields with the transverse magnetic fields. (a) 1-field. (b) 4-fields.

### 3.3.1.2. 空洞による空洞表層壁線量への影響

Fig. 3-4 に、垂直静磁場下における空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  の有無による %DD map 示す。まず、0 T での 1 門照射の  $\text{DD}_{\text{Sinus}}$  map では、空洞の存在のため、空洞入射前面で 3% 程度減少した。これは、水が空気に置き換わったことによる後方散乱の減少のためである。さらに、空洞透過直後は 2% 程度のわずかな減少がみられ、その後は一定の線量増加がみられた。これは、空気から水に入る際の再ビルドアップによるものである。Fig. 3-3 の空洞壁の DVH は、0 T において Full と Empty ではほとんど変わらなかった。一方、0.35 T、1.5 T では、3.1.1 項と同様に、水/空洞の境界面では線量増加、空洞/水の境界面では線量減少がみられた。DVH においても、Empty が Full より不均一となった。

4 門照射の  $\text{DD}_{\text{Sinus}}$  では、空洞周囲の線量は Empty で Full より減少した。この減少は 1.5 T で顕著であり、5% 程度であった。これは、対向ビームを用いた場合、水/空気境界面の ERE による線量増加より、空気/水境界面の線量減少が優位であったためと考えられる。Sinus wall の DVH は、0 T および 0.35 T では、Empty が Full より減少し、その減少はほとんど変わらなかった。1.5 T では、0 T および 0.35 T に比べ大きな減少がみられた。同様な減少は、Bol ら<sup>27)</sup>の研究においてもみられた。

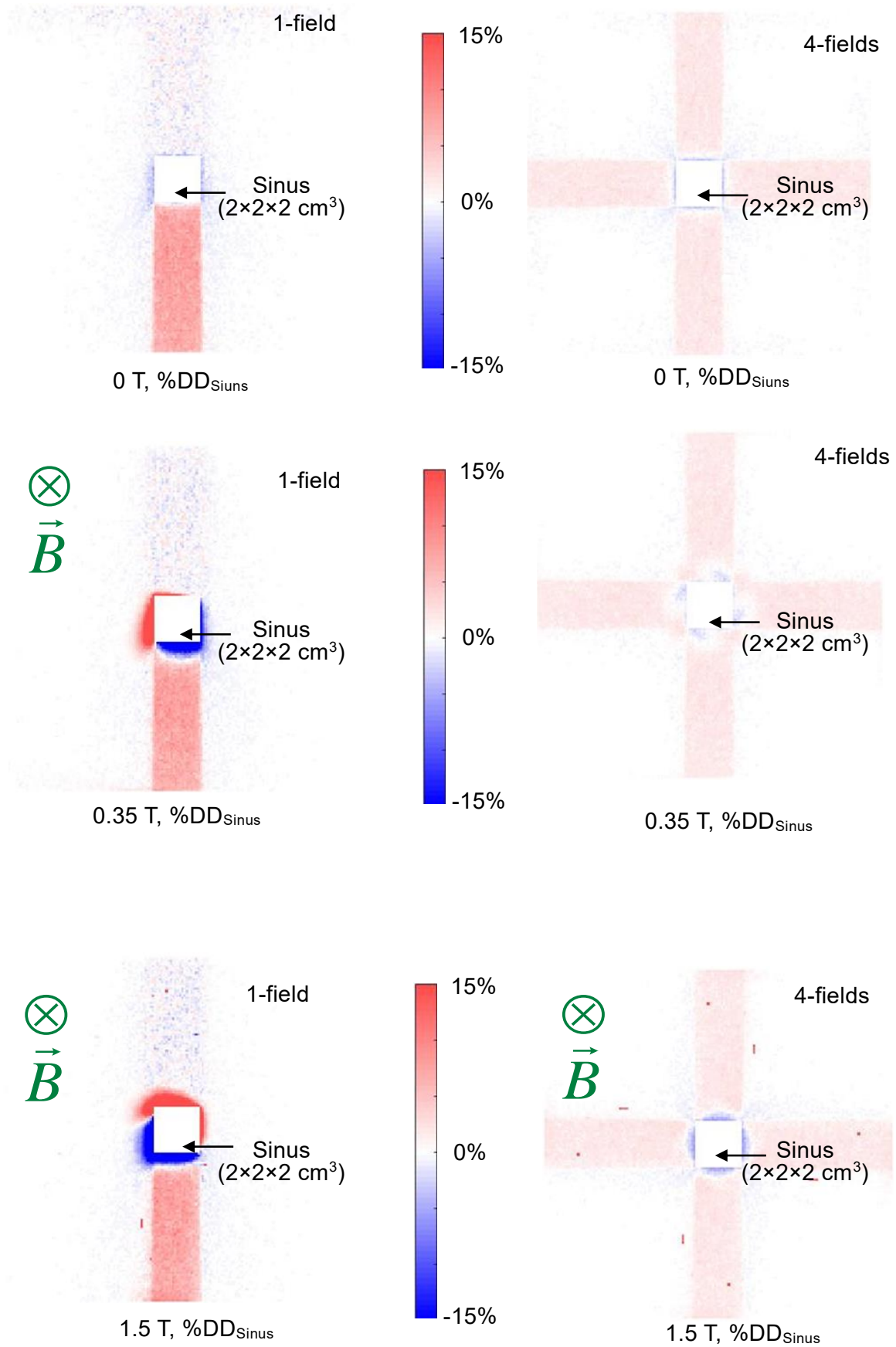


Fig. 3-4. Dose difference (DD) maps (%) between (Empty – Full) with the transverse magnetic fields.



Fig. 3-5-3-7 に、空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  での Full に対する Empty の  $D_2$ ,  $D_{\text{mean}}$ , および  $D_{98}$  の差を示す. Fig. 3-5 において、厚さ 1 mm の空洞壁では、 $D_2$  は 0 T の 1 門照射で Empty が Full より 2.3% 小さくなった. この減少は照射門数が増加してもほとんど変わらなかった. 一方、0.35-1.5 T では、1 門照射で Empty が Full より 30.0-51.9% 大きくなった. さらに、照射門数が増加すると Empty と Full との差は小さくなり、4 門照射では Empty が Full より小さくなった. とくに、1.5 T では Empty が Full より 3.5% 小さくなり、0 T より空洞の有無による差が大きくなった. 0.35-1.0 T では、0 T と比較して空洞の有無に影響を受けなかった. これは、磁束密度が小さいほど ERE が弱く、空洞の入射面の線量増加と射出面の線量減少が同等であり、対向ビームで増減が打ち消されたためと考えられる.

Fig. 3-6 に示す  $D_{\text{mean}}$  では、0 T の 1 門照射で Empty が Full より 1.9% 小さくなった. この減少も、 $D_2$  と同様、照射門数が増加してもほとんど変わらなかった. 一方、0.35-1.5 T の 1 門照射では、低静磁場と高静磁場で傾向が異なった. 0.35 T と 0.5 T では、Empty が Full より 30.0-36.8% 大きくなり、1.0 T と 1.5 T では、Empty が Full より 2.9-3.3% 大きくなった. 照射門数が増加すると Empty と Full との差は小さくなり、0.35-1.5 T のすべてにおいて、4 門照射では Empty が Full より小さくなった. とくに、1.5 T では Empty が Full より 3.4% 小さくなり、 $D_2$  と同様、0 T より空洞の有無による差が大きくなった.

Fig. 3-7 に示す  $D_{98}$  は、0 T の 1 門照射で Empty が Full より 1.1% 小さくなった. このわずかな減少も、 $D_2$  および  $D_{\text{mean}}$  と同様、照射門数が増加してもほとんど変わらなかった. 一方、0.35-1.5 T では、1 門照射で Empty が Full より 42.8-62.9% 小さくなった. 照射門数が増加すると Empty と Full との差は小さくなり、4 門照射では 0.35-1.5 T のすべてにおいて、Full と Empty との差が 2% 未満となった. 0-1.5 T のすべてにおいて、Full の  $D_{98}$  に対する Empty の  $D_{98}$  の差は小さかった. しかし、Fig. 3-3 の DVH からわかるように、 $D_{95}$  付近から Empty が Full より小さくなることに注意する必要がある.

Full に対する Empty の線量差は、厚さ 1 mm が厚さ 5 mm より大きくなったが、傾向に有意な差はなかった. これは、静磁場の影響を受ける二次電子の飛程が 5 mm 程度であるためと考えられる. ただし、1 門照射および 2 門照射の Full に対する Empty の  $D_{\text{mean}}$  の差は、厚さ 5 mm では照射門数に関係なく一定であった. これは、静磁場による局所的な線量変化が、厚さが大きくなったことで平均化されたためと考えられる. したがって、静磁場における空洞表層壁の線量評価には 5 mm で十分だといえる.

また、本研究における 4 門照射の 0 T と 1.5 T の  $D_2$  の差については、Chuter ら<sup>28)</sup>の最

適化された IMRT-12 門照射や 3 次元集光照射との違いはあるが、傾向は一致していた。したがって、4 門照射による結果は、臨床で用いられる多門照射と同等の線量評価が可能である。すなわち、空洞全体をカバーする 4 門照射であれば、空洞表層壁における静磁場の線量影響を十分に評価することが可能である。

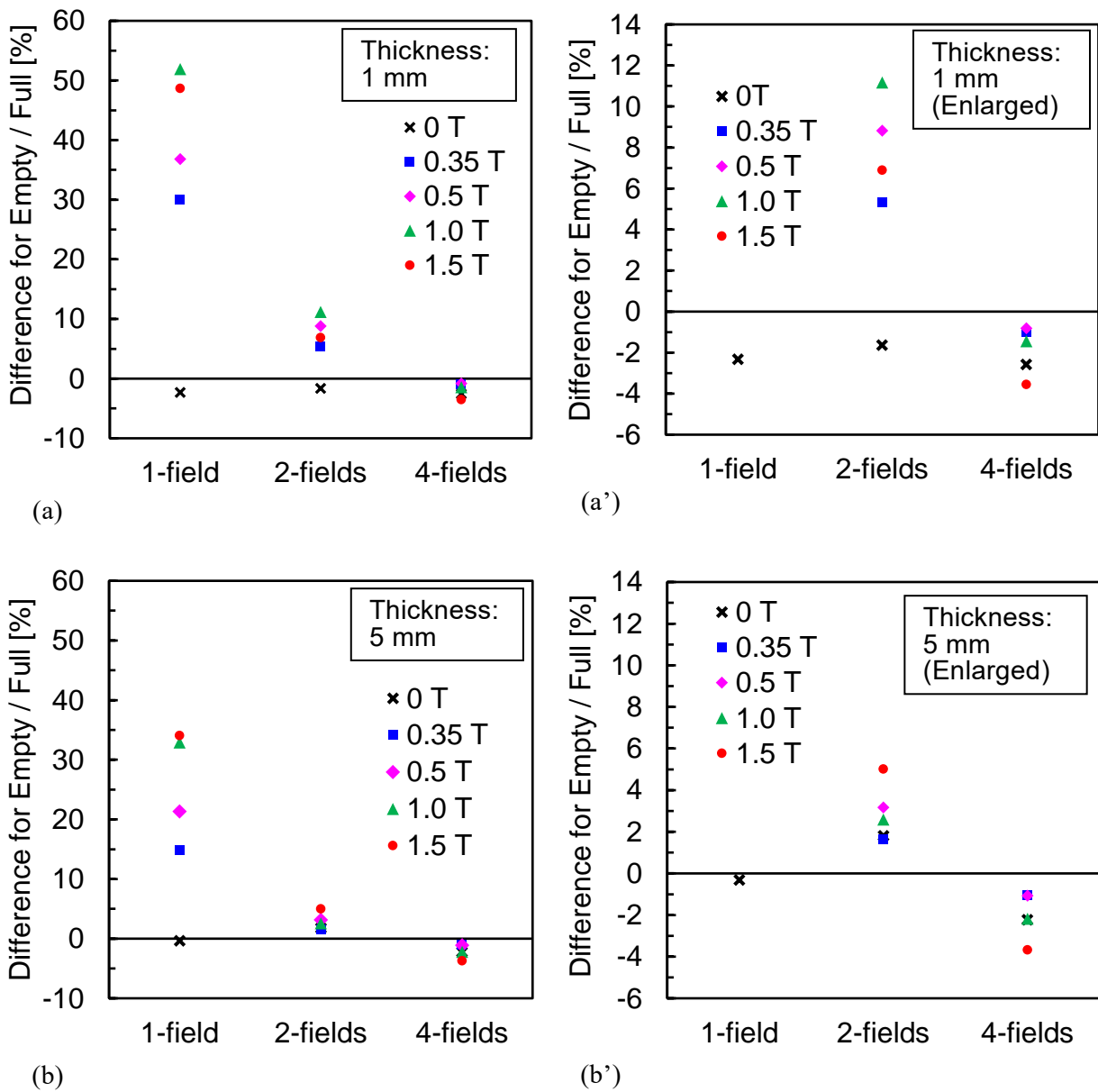
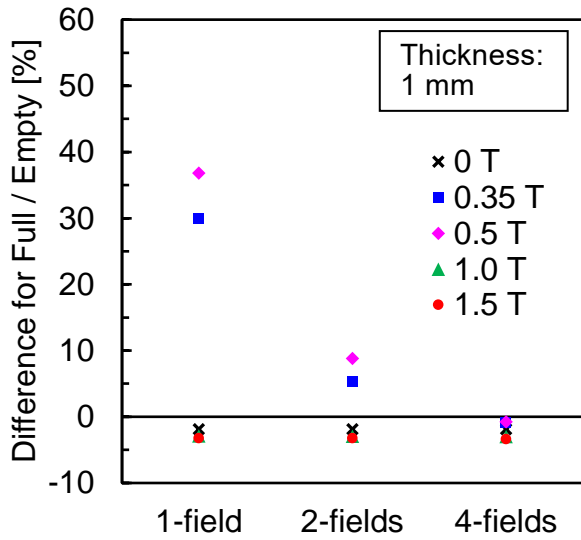
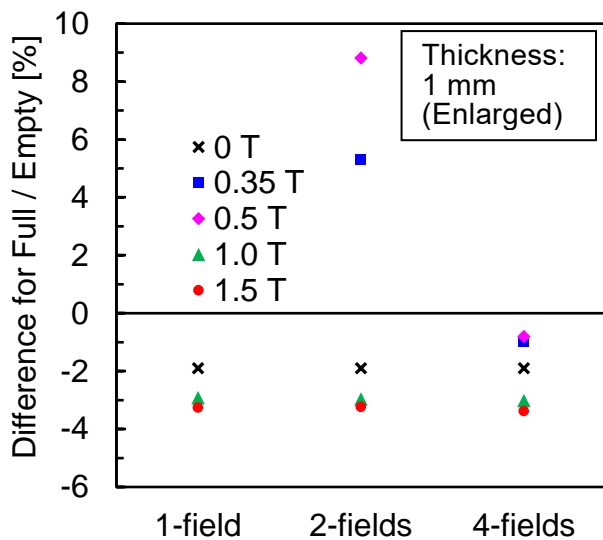


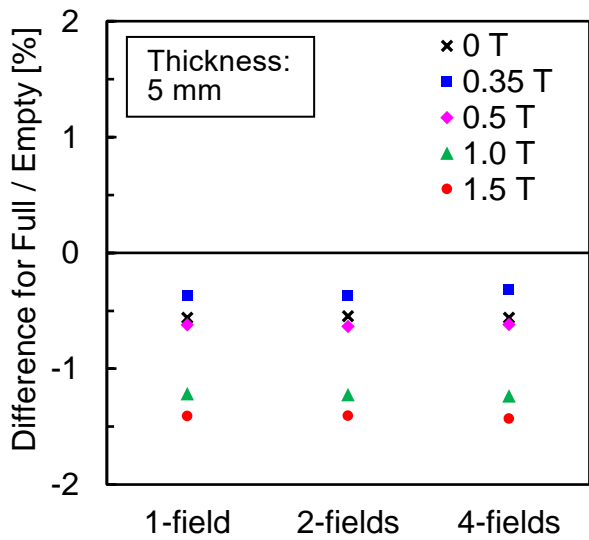
Fig. 3-5. Difference in  $D_2$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.



(a)

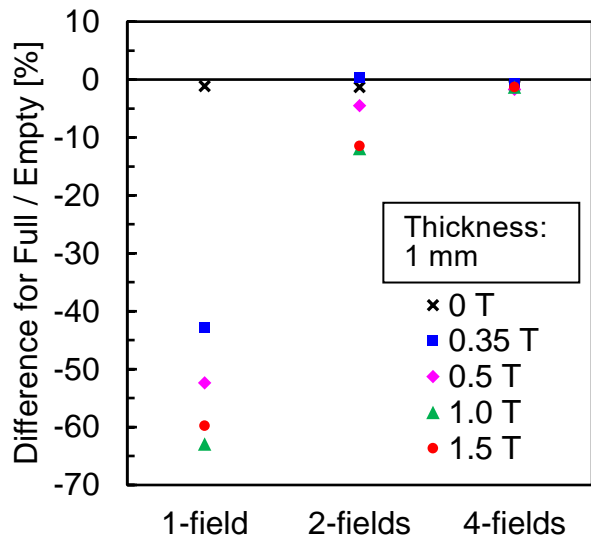


(a')

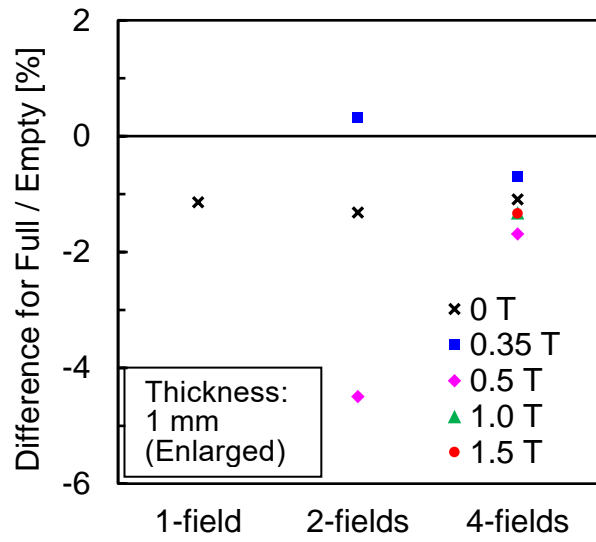


(b)

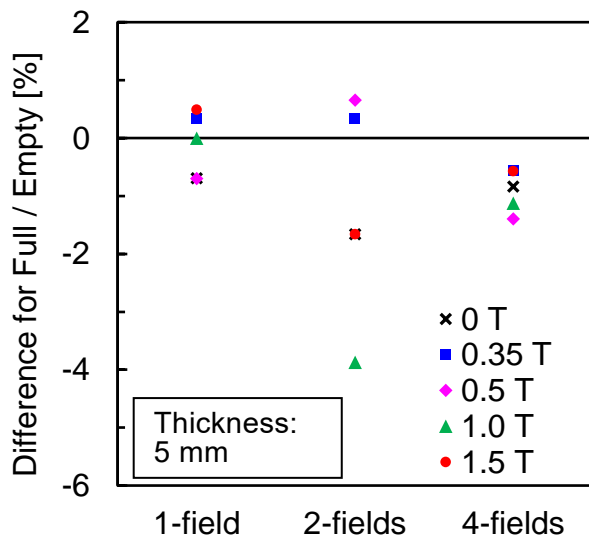
Fig. 3-6. Difference in  $D_{\text{mean}}$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.



(a)



(a')



(b)

Fig. 3-7. Difference in  $D_{98}$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

Fig. 3-8 – 3-10 に、空洞サイズ  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  における Full に対する Empty の  $D_2$ ,  $D_{\text{mean}}$ , および  $D_{98}$  の差を示す. ほとんどの場合、空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  の場合と全体の傾向は変わらなかった. しかし、厚さ 1 mm における 4 門照射の 0.35 T と 0.5 T の  $D_2$  では、空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  で Full が Empty より 1%程度小さくなったが、 $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  では逆にそれぞれ 0.9%, 1.5%大きくなった. このような局所的な差はいくつかみられるが、ほとんどが 2%以内の差であり. 臨床的に影響を及ぼす差ではないと考えられる. したがって、空洞サイズが大きくなって、垂直静磁場下における空洞表層壁線量の変化は、ほとんど変わらなかった.

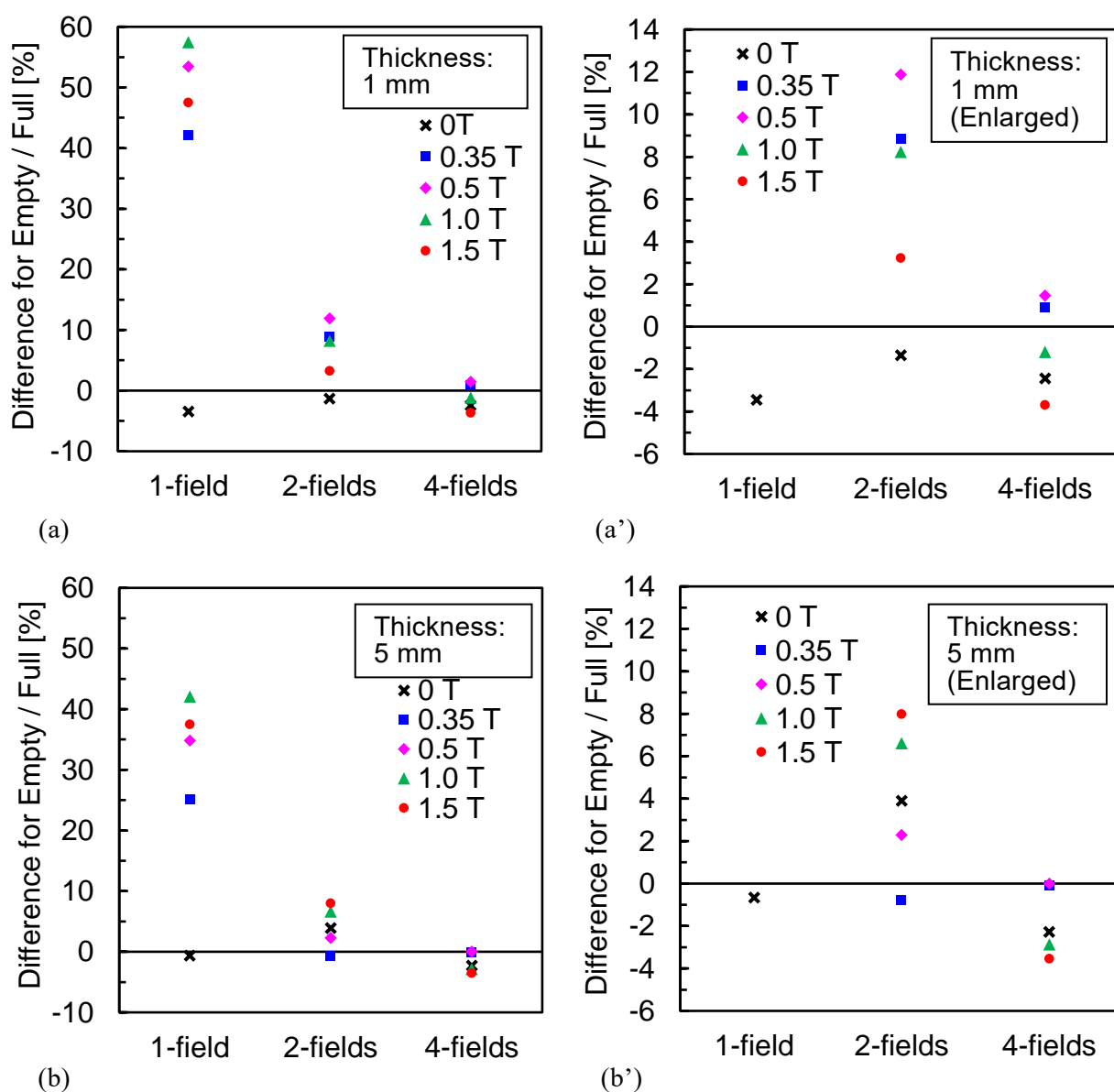


Fig. 3-8. Difference in  $D_2$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness 1 mm. (b) Thickness 5 mm.

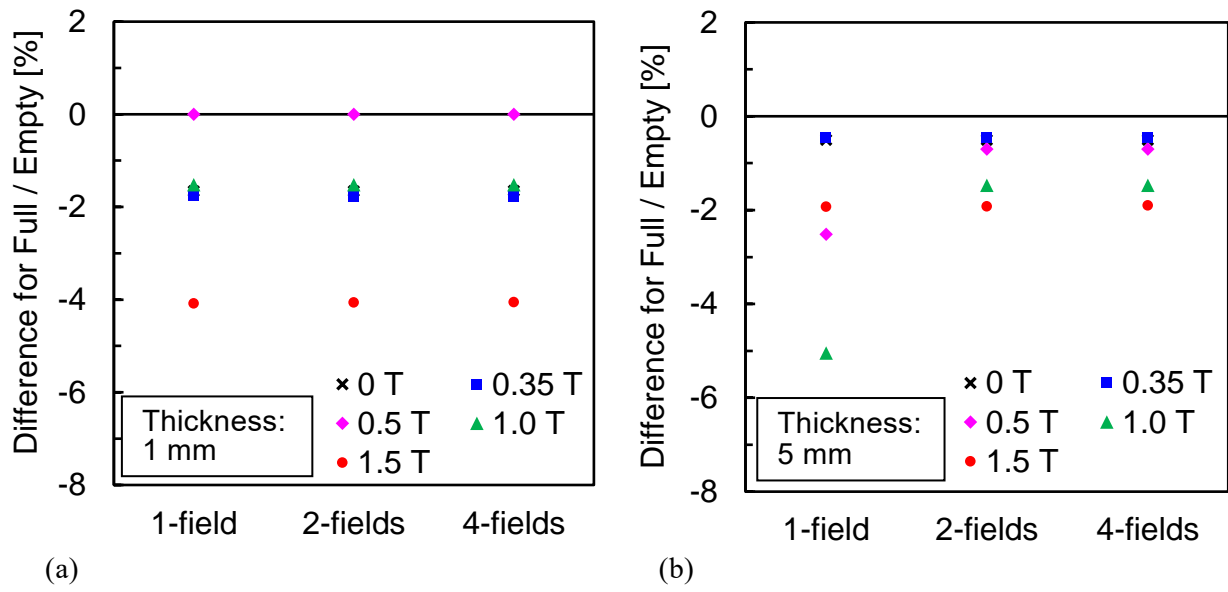


Fig. 3-9. Difference in  $D_{\text{mean}}$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

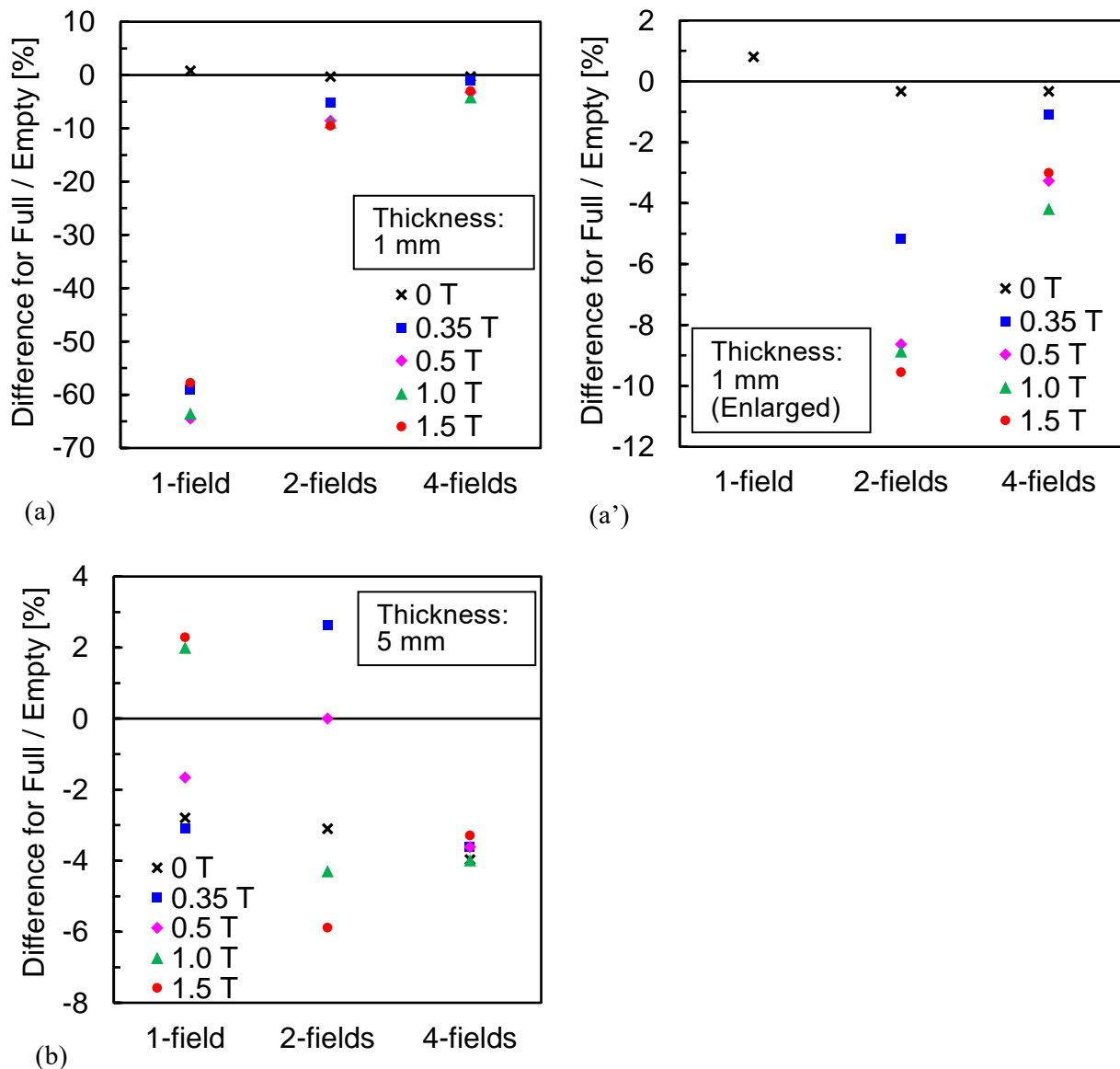


Fig. 3-10. Difference in  $D_{98}$  in sinus wall with transverse magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

以上から、垂直静磁場下における空洞の有無による線量変化は、磁束密度および照射門数によって異なる。放射線治療において、1門照射が行われる症例はほとんどないが、前立腺がんに対する放射線治療では、特定の照射角度のみから直腸ガスに照射される場合がある。この場合、1.0 Tや1.5 Tの高静磁場によって、直腸ガスの存在で直腸粘膜の線量が大きく増加する恐れがある。また、4門照射において、1.5 Tでは空洞無しから空洞有りに変化した場合、空洞表層壁における線量が過小投与となる可能性がある。一方、0.35-1.0 Tでは、静磁場がない場合と比較して、空洞の有無による線量影響が小さかった。

### 3.3.2. 平行静磁場下における空洞表層壁の線量評価

#### 3.3.2.1. 平行静磁場による空洞表層壁線量への影響

Fig. 3-11 に平行静磁場下における空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  における %DD map 示す。  $DD_B$  map において、垂直静磁場とは異なり、空洞透過後に平行静磁場による線量増加がみられ、1.0 T で最大 13%程度であった。

Fig. 3-12 は、平行静磁場下における空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  における 1 mm 厚さの空洞壁の DVH を示す。点線で示す 1 mm 厚さの空洞壁での Empty の DVH からも、平行静磁場による空洞壁の線量増加が明らかである。また、4 門照射では、平行静磁場により空洞周囲の線量が増加し、1.0 T で 4%程度であった。とくに、磁束密度の高い 1.0 T で顕著であった。これは、平行静磁場の EFE によるもので、先行論文の傾向と一致した<sup>22)23)25)</sup>。



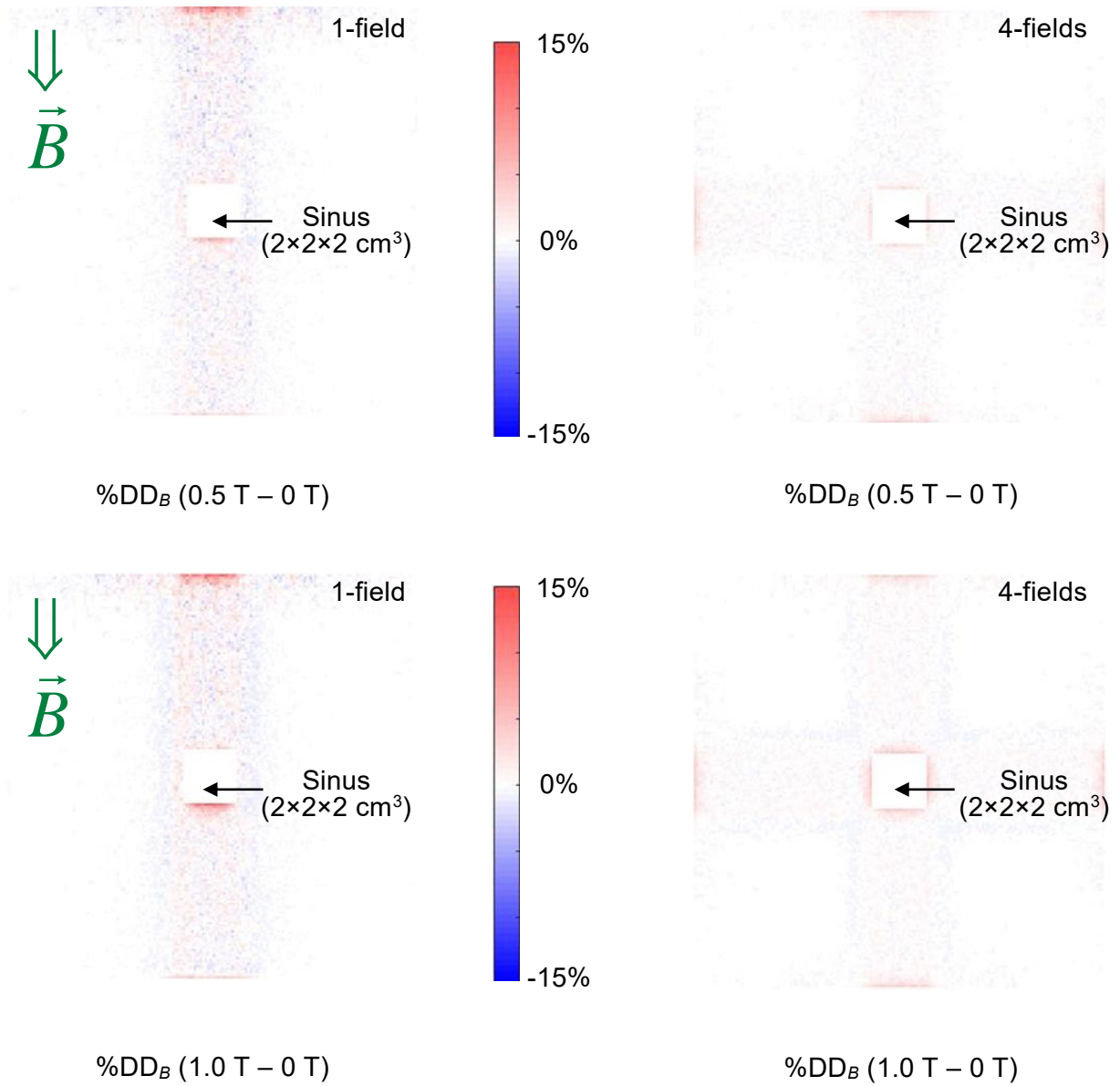


Fig. 3-11. Dose difference (DD) maps (%) between ( $B$  T - 0 T) for sinus of empty with the inline magnetic fields.

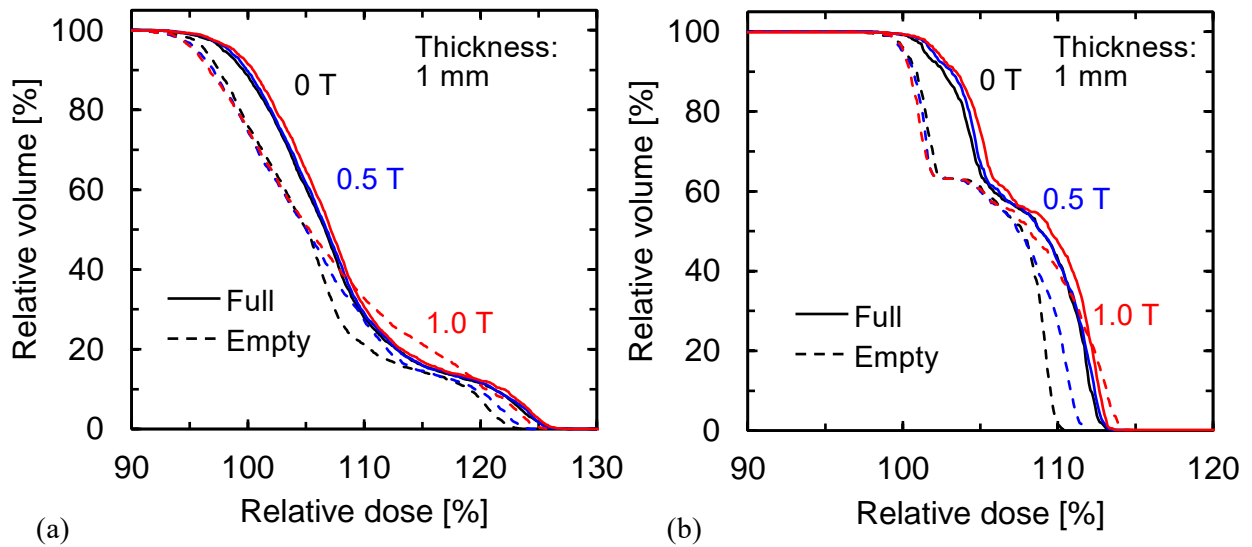


Fig. 3-12. DVHs of sinus wall (thickness: 1 mm) for 1-field and 4-fields with the inline magnetic fields. (a) 1-field. (b) 4-fields.

### 3.3.2.2. 空洞による空洞表層壁線量への影響

Fig. 3-13 に平行静磁場下における空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  における %DD map 示す. 1 門照射の  $\text{DD}_{\text{Sinus}}$  map において, 平行静磁場下では 0 T で生じた空洞透過直後の再ビルドアップによる線量減少がみられなくなり, 10%程度の線量増加となった. また, Fig. 3-12 の sinus wall の DVH から, 平行静磁場によって, 最小線量から  $D_{50}$  付近までは Full と Empty でほとんど変わらなかった. しかしながら, 最大線量付近で Empty の線量が増加し, 1.0 T では Empty が Full より大きくなった. 一方, 4 門照射の  $\text{DD}_{\text{Sinus}}$  から, 平行磁場下では空洞の有無による差が小さかった. DVH は, 1 門照射と同様に最大線量付近における Empty の線量増加がみられたが, Empty と Full の差は小さくなった.

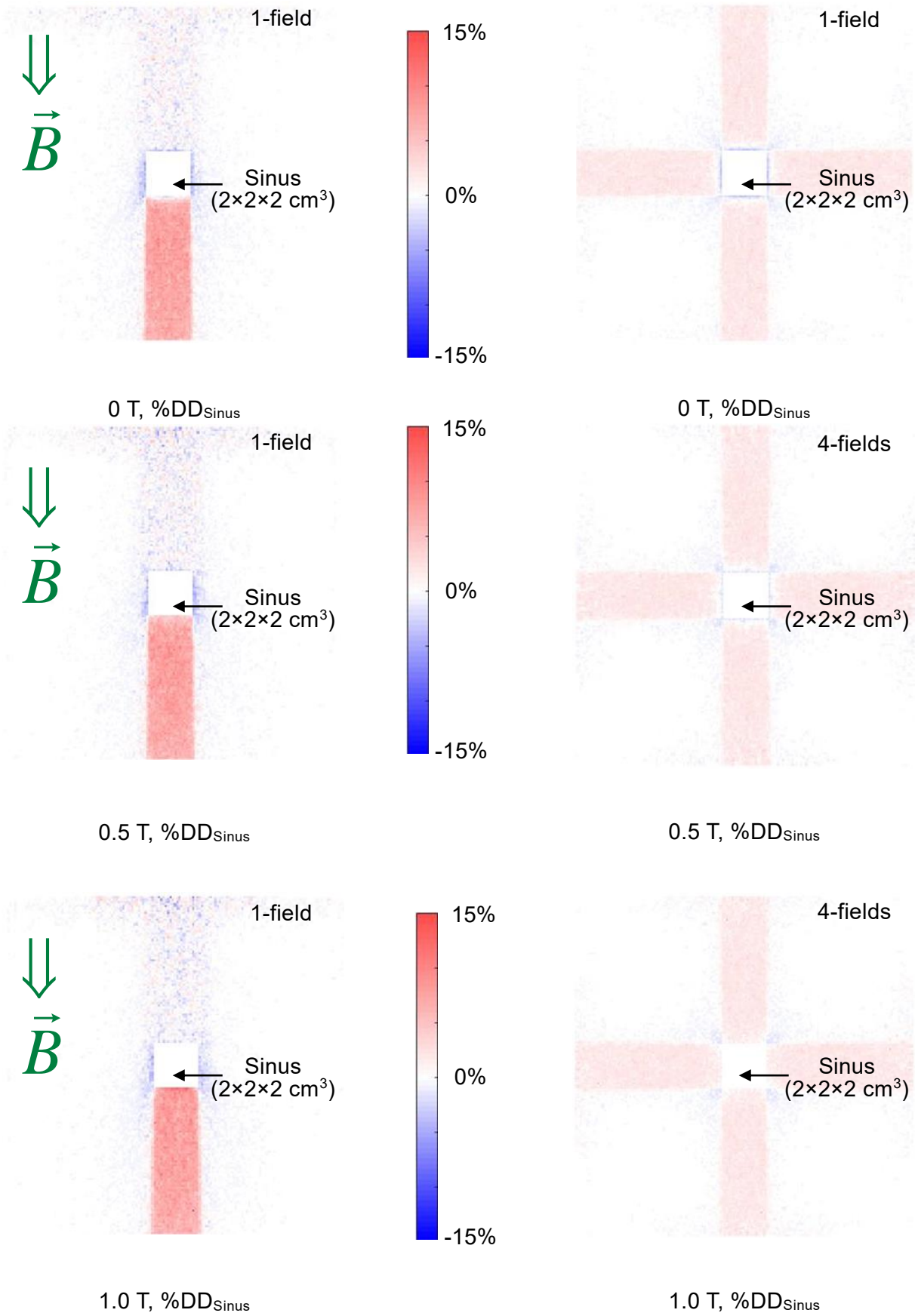


Fig. 3-13. Dose difference (DD) maps (%) between (Empty – Full) with the inline magnetic fields.

Fig. 3-14-3-16 に空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  での Full に対する Empty の  $D_2$ ,  $D_{\text{mean}}$ , および  $D_{98}$  の差を示す. Fig. 3-14 において, 厚さ 1 mm の 1 門照射の  $D_2$  では, Empty が Full より 0 T では 2.3%小さくなったが, 1.0 T で 0.8%の減少で空洞の有無の差が小さくなった. 厚さ 1 mm の 4 門照射では, 0 T で Empty が Full より 2.6%小さくなったが, 1.0 T では Empty が Full より 0.7%大きくなった.

Fig. 3-15 に示す厚さ 1 mm の 1 門照射の  $D_{\text{mean}}$  では, Empty が Full より 0 T で 1.9%小さくなったが, 1.0 T では 1.3%の減少で空洞の有無の差が小さくなった. 厚さ 1 mm の 4 門照射では, 0 T で Empty が Full より 1.9%小さくなったが, 1.0 T では 1.3%の減少であった.  $D_{\text{mean}}$  においては, 照射門数の増加により, 平行静磁場による線量増加はみられなかった.

Fig. 3-16 に示す厚さ 1 mm の 1 門照射の  $D_{98}$  では, Empty が Full より 0 T で 1.1%小さくなったが, 1.0 T では 2.9%の減少で空洞の有無の差が大きくなった. 厚さ 1 mm の 4 門照射では, 0 T で Empty が Full より 1.0%小さくなったが, 1.0 T では 1.8%の減少であった. これは, 平行静磁場による EFE により, 逆に空洞壁辺縁の線量がわずかに減少したためと考えられる. 同様に, 0 T-1.5 T においても, 1 門照射で 3%未満, 4 門照射で 2%未満の減少であり, 臨床的に有意な差は見られなかった.

以上より, 平行静磁場では, 0 T における後方散乱の減少および再ビルドアップによる空洞表層壁の線量減少をカバーするように作用する. 高い静磁場強度の 1.5 T では, Empty が Full より 1.2%大きくなったように, 逆に線量増加を生じる場合もある. しかし, この効果は小さいため, 臨床的に問題にならないと考えられる. また, 2 門照射において, 空洞表層壁の  $D_2$  が逆に増加した. これは, 最大線量を比較しているため, 局所的な線量増加が 2 門照射で大きくなったことに起因する.

また, 垂直静磁場と同様に, 厚さ 1 mm と厚さ 5 mm の間に, 有意な差はみられなかった. しかし, 1 門照射の  $D_2$  では, 厚さ 5 mm において 0-1.5 T で空洞の有無で  $D_2$  は変わらなかった. これは, 厚さ 5 mm では, 平行静磁場による線量増加に加え, 再ビルドアップによる線量増加が寄与しているためと考えられる.

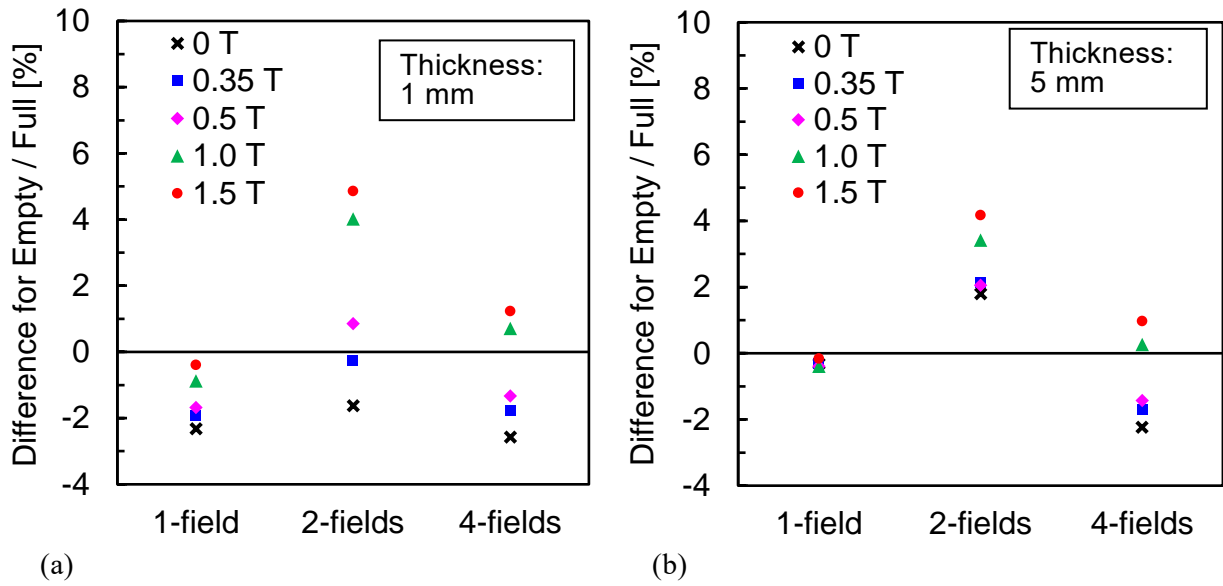


Fig. 3-14. Difference in  $D_2$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty - Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

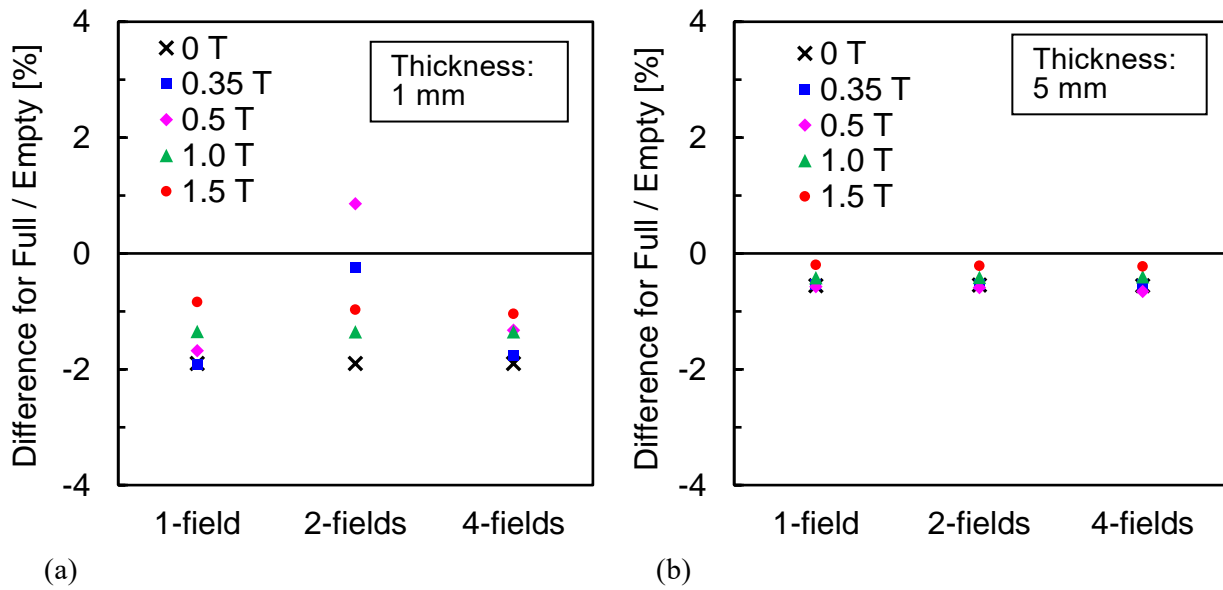


Fig. 3-15. Difference in  $D_{\text{mean}}$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty - Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

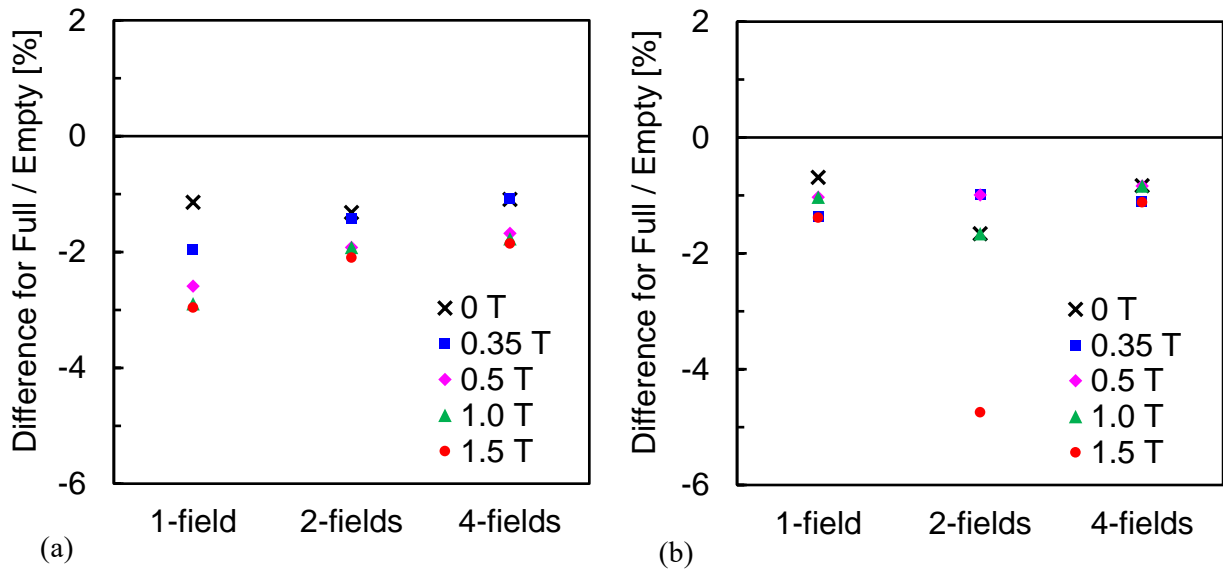


Fig. 3-16. Difference in  $D_{98}$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

Fig. 3-17–3-19 に空洞サイズ  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  における Full に対する Empty の  $D_2$ ,  $D_{\text{mean}}$ , および  $D_{98}$  の差を示す. Fig. 3-17 に示すように, 厚さ 1 mm の 4 門照射の  $D_2$  では 1.5 T で Empty が Full より 2.2%大きくなり, 空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  の 1.2%より大きな増加であった. これは, 平行静磁場による二次電子の集束が, 空洞サイズが大きいほど大きくなったためである.

Fig. 3-18 に示す  $D_{98}$  では,  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  と  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  の傾向とほとんど同様であった. Fig. 3-19 に示す  $D_{98}$  においても, 全体としての傾向は変わらなかったが, 空洞サイズ  $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$  で見られた平行静磁場による減少が小さくなった. また,  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$  においても, 厚さ 1 mm と厚さ 5 mm の間に, 有意な差はなかった. しかし,  $D_{98}$  のみ, 静磁場の有無にかかわらず厚さ 5 mm で線量が減少した. これは, 空洞による後方散乱の減少や, 再ビルドアップによる空洞壁線量減少の体積の割合が大きくなったことが考えられる. さらに, 平行静磁場による空洞壁線量への影響の傾向は厚さ 1 mm と同様であった.

以上から, 平行静磁場では 0 T で見られた空洞による空洞壁の線量減少をカバーするように作用する. したがって, 平行静磁場下では, 静磁場がない場合に比べ, 空洞の有無によって空洞表層壁の線量分布への影響が小さいことが示唆された. しかし, 2 門照射において, 高静磁場は空洞による空洞壁の  $D_2$  を最大 9.5%増加させるため, 逆に線量増加に注意する必要がある.

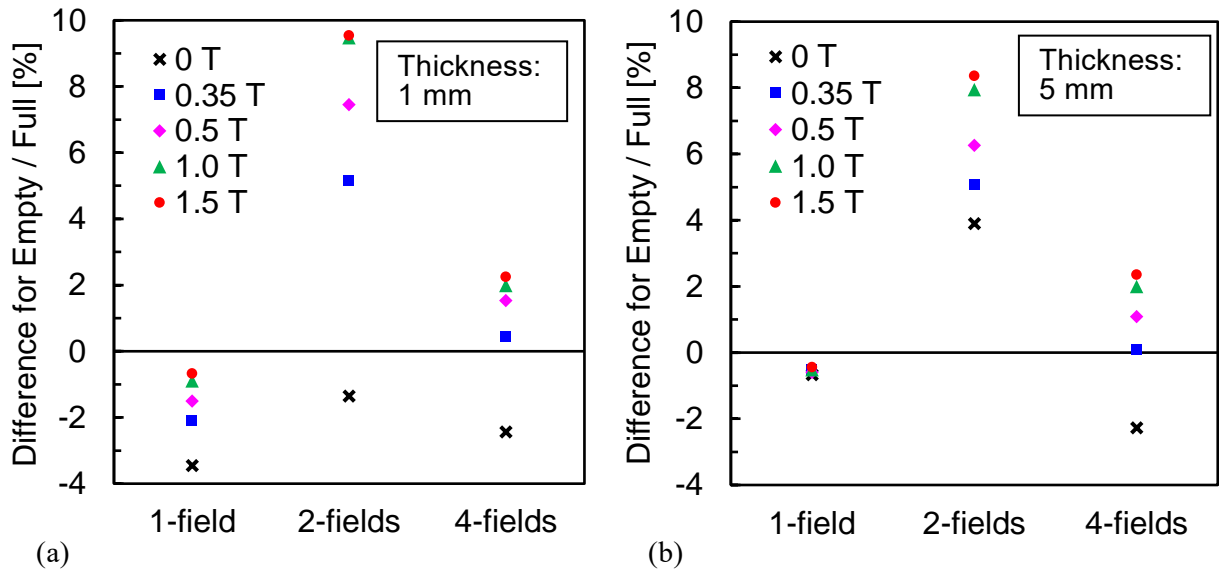


Fig. 3-17. Difference in  $D_2$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

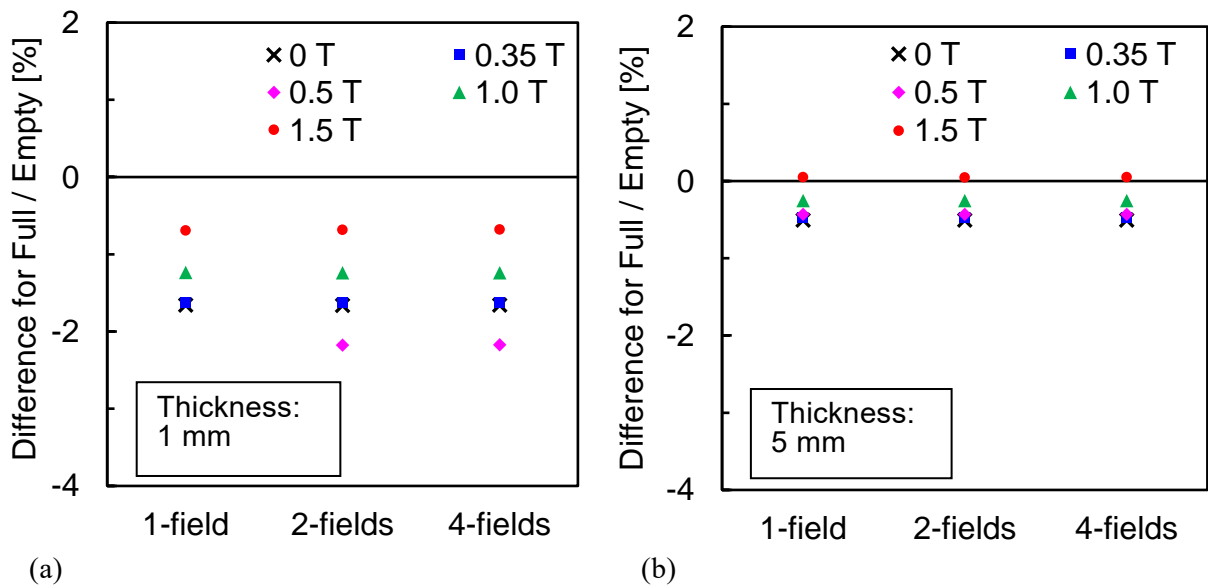


Fig. 3-18. Difference in  $D_{\text{mean}}$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

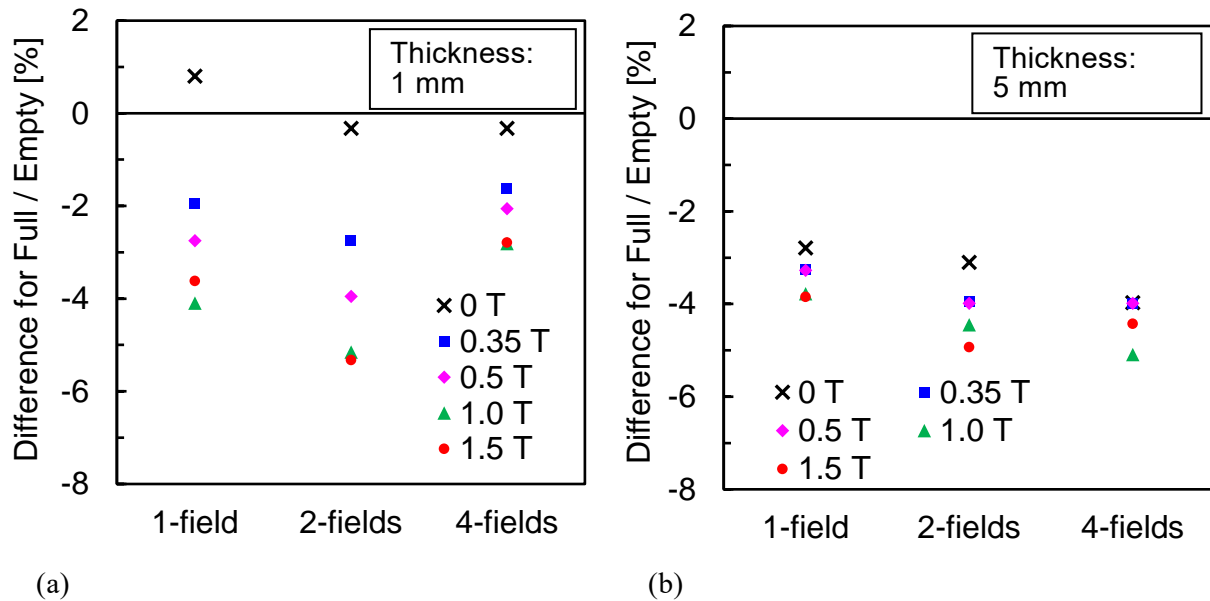


Fig. 3-19. Difference in  $D_{98}$  in sinus wall with inline magnetic fields between (Empty – Full), for sinus size of  $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$ . (a) Thickness: 1 mm. (b) Thickness: 5 mm.

### 3.4. まとめ

本研究では、静磁場下における空洞表層壁の線量分布への影響を%DDやDVHを用いて定量的に評価した。垂直静磁場下では、0.35-1.0 Tにおいて空洞の有無による空洞表層壁への線量影響は小さかったが、1.5 Tで空洞なしから空洞ありに変化した場合、空洞表層壁への線量が最大3.7%減少した。一方、平行静磁場下では、0 Tと比較して、空洞無しから空洞有りに変化した場合、空洞表層壁への線量変化を受けにくかった。また、空洞サイズについては、垂直静磁場下では空洞表層壁への線量分布に影響を及ぼさないが、平行静磁場下では空洞サイズが大きいほど、空洞表層への線量影響が大きくなった。さらに、空洞表層壁への線量分布の評価は、空洞周囲5 mmで十分であった。



## 第4章 結 論

本研究では、静磁場下での空洞による空洞表層壁への線量影響を%DD や DVH を用いて定量的に評価した。以下に、本研究の成果と結論、さらに今後の研究課題について言及する。

### 4.1. 研究成果の概要と結論

本研究では、静磁場下での空洞の存在による線量影響を、MC 法によって算出した空洞の有無による線量分布の比較から評価し、空洞表層壁の線量を%DD や DVH を用いて定量的に評価した。まず、MC シミュレーション上で、水ファントム内部に空洞を模擬した仮想ファントムを作成した。次に 0, 0.35, 0.5, 1.0, 1.5 T の静磁場および空洞の有無の条件下で、1, 2, 4 門照射による線量分布計算を行った。さらに、算出した線量分布から、自作のプログラムを用いて、空洞表層壁の線量体積ヒストグラムおよび線量差を解析した。最後に、解析したデータを、静磁場および空洞の有無によって比較することで、静磁場下での空洞壁における定量的な線量評価を行った。

垂直静磁場下では、0.35-1.0 T では空洞の有無による空洞表層壁への線量影響が少なかったが、1.5 T では、空洞無しから空洞有りに変化した場合、空洞表層壁への線量が最大 3.7%減少する可能性があった。一方、平行静磁場下では、0 T と比較して、空洞の有無による空洞表層壁への線量影響が少なかった。また、空洞サイズについては、垂直静磁場下では空洞表層壁への線量に影響を及ぼさないが、平行静磁場下では空洞サイズが大きいほど、空洞表層壁への線量影響が大きくなった。さらに、空洞表層壁への線量は、空洞周囲 5 mm の評価で十分であった。

### 4.2. 今後の課題

本研究では、仮想ファントムを用いて静磁場下での空洞表層壁の線量影響を調べた。仮想ファントムによる基礎研究であったが、臨床例による先行研究<sup>28)</sup>と同等の線量評価が可能であった。先行研究で報告された 10 例にはばらつきがあり、1.5 T の静磁場下において、空洞の存在による空洞壁の線量減少がほとんどない症例において、最大 12%の線量減少が見られた症例があった。したがって、今後、空洞表層壁の線量影響が大きくなる、あるいは小さくなる照射条件を検討する必要がある。

空洞表層壁の線量分布は、静磁場および空洞の影響を受けるため、複数の因子の組み合わせによって決定される。具体的には、静磁場強度・方向、空洞の形状・位置、および照射方法・角度のような因子の関係性を評価する必要がある。とくに、照射法に関しては、回転しながら照射を行う VMAT で治療を行う場合が増えてきている<sup>39)</sup>。その中でも、半回転の VMAT は、照射方向が偏っているため、垂直静磁場の線量分布への影響が偏り、空洞表層壁の線量分布が変化する可能性がある。とくに、VMAT においては、空洞表層壁の線量分布への影響を検討する必要がある。

## 参考文献

### 第 1 章

- 1) Zelefsky MJ, Kollmeier M, Cox B, Fidaleo A, Sperling D, Pei X, et al. Improved clinical outcomes with high-dose image guided radiotherapy compared with non-IGRT for the treatment of clinically localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;84:125-9. doi:doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.11.047.
- 2) Nabavizadeh N, Elliott DA, Chen Y, Kusano AS, Mitin T, Thomas CR, et al. Image Guided Radiation Therapy (IGRT) practice patterns and IGRT's impact on workflow and treatment planning: Results from a national survey of american society for radiation oncology members. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016;94:850-7. doi:doi.org/10.1016/j.ijrobp.2015.09.035.
- 3) 公益社団法人日本医学物理学会, 公益社団法人日本放射線技術学会, 公益社団法人日本放射線腫瘍学会. 画像誘導放射線治療の臨床施行のためのガイドライン 2019. 改訂 2 版. 2019.
- 4) Odero DO, Shimm DS. Third party EPID with IGRT capability retrofitted onto an existing medical linear accelerator. *Biomed Imaging Interv J* 2009;5. doi:doi.org/10.2349/bij.5.3.e25.
- 5) Hariu M, Suda Y, Chang W, Myojoyama A, Saitoh H. Contrast enhancement for portal images by combination of subtraction and reprojection processes for Compton scattering. *J Appl Clin Med Phys* 2017;18:71-8. doi:doi.org/10.1002/acm2.12181.
- 6) 津川隆彦. 脳腫瘍の放射線療法 ノバリス. *日本臨牀* 2016;74(増刊号 7): 590-597.
- 7) 師田まどか, 新谷暁史. 前立腺がんにおける画像誘導放射線治療. *昭和学会雑誌* 2018;78(6):613-616. doi:doi.org/10.14930/jshowaunivsoc.78.613
- 8) 吉岡彩. 体表面光学式トラッキングシステム CATALYST(TM)を用いた乳がん放射線治療. *映像情報 Medical* 2019; 51(12): 52-53.
- 9) Liney GP, Whelan B, Oborn B, Barton M, Keall P. MRI-Linear Accelerator Radiotherapy Systems. *Clin Oncol* 2018;30:686-91. doi:10.1016/j.clon.2018.08.003.
- 10) Raaymakers BW, Raaijmakers AJE, Kotte ANTJ, Jette D, Lagendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose deposition in a transverse magnetic field. *Phys Med Biol* 2004;49:4109-18. doi:10.1088/0031-9155/49/17/019.

- 11) Yang YM, Bednarz B. Consistency evaluation between EGSnrc and Geant4 charged particle transport in an equilibrium magnetic field. *Phys Med Biol* 2013;58. doi:10.1088/0031-9155/58/4/N47.
- 12) Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator: Dose increase at tissue-air interfaces in a lateral magnetic field due to returning electrons. *Phys Med Biol* 2005;50:1363–76. doi:10.1088/0031-9155/50/7/002.
- 13) Erkelens CJ, Raaijmakers AJE, Lagendijk JJW. Integrating a MRI scanner with a 6 MV radiotherapy accelerator : Impact of the surface orientation on the dose deposition at interfaces. *Phys Med Biol* 2007;52:929-39. doi:10.1088/0031-9155/52/4/005.
- 14) Raaijmakers AJE, Raaymakers BW, Lagendijk JJW. Magnetic-field-induced dose effects in MR-guided radiotherapy systems: dependence on the magnetic field strength. *Phys Med Biol* 2008;53:909–23. doi.org/10.1088/0031-9155/53/4/006.
- 15) Bielajew A. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams. *Med Phys* 1993;20:1171–9.
- 16) Allen Li X, Reiffel L, Chu J, Naqvi S. Conformal photon-beam therapy with transverse magnetic fields: A Monte Carlo study. *Med Phys* 2001;28:127–33. doi:10.1118/1.1344207.
- 17) Pillsbury R. Control of photon beam dose profiles by localized transverse magnetic fields. *Phys Med Biol* 2000;45:177–82.
- 18) Wadi-Ramahi SJ, Naqvi SA, Chu JCH. Evaluating the effectiveness of a longitudinal magnetic field in reducing underdosing of the regions around upper respiratory cavities irradiated with photon beams - A Monte Carlo study. *Med Phys* 2001;28:1711–7. doi:10.1118/1.1386780.
- 19) Chen Y, Bielajew AF, Litzenberg DW, Moran JM, Becchetti FD. Magnetic confinement of electron and photon radiotherapy dose: A Monte Carlo simulation with a nonuniform longitudinal magnetic field. *Med Phys* 2005;32:3810–8. doi:10.1118/1.2011091.
- 20) Jette D. Magnetic fields with photon beams: dose calculation using electron multiple-scattering theory. *Med Phys* 2000;27:1705–16. doi:10.1118/1.1286554.
- 21) Kirkby C, Stanescu T, Rathee S, Carlone M, Murray B, Fallone BG. Patient dosimetry for hybrid MRI-radiotherapy systems. *Med Phys* 2008;35:1019–27. doi:10.1118/1.2839104.
- 22) Kirkby C, Murray B, Rathee S, Fallone BG. Lung dosimetry in a linac-MRI radiotherapy unit with a longitudinal magnetic field. *Med Phys* 2010;37:4722–32. doi:10.1118/1.3475942.

- 23) Oborn BM, Ge Y, Hardcastle N, Metcalfe PE, Keall PJ. Dose enhancement in radiotherapy of small lung tumors using inline magnetic fields: A Monte Carlo based planning study. *Med Phys*. 2016;43:368-377. doi:10.1118/1.4938580.
- 24) Kubota T, Araki F, Ohno T. Impact of inline magnetic fields on dose distributions for VMAT in lung tumor. *Phys Medica* 2019;59:100–6. doi:10.1016/j.ejmp.2019.03.003.
- 25) Kubota T, Araki F, Ohno T. Comparison of dose distributions between transverse magnetic fields of 0.35 T and 1.5 T for radiotherapy in lung tumor using Monte Carlo calculation. *Med Dosim* 2019;1–7. doi:10.1016/j.meddos.2019.10.003.
- 26) Yano M, Araki F, Ohno T. Geant4 Monte Carlo investigation of the magnetic field effect on dose distributions in low-density regions in magnetic resonance image-guided radiation therapy. *Phys Medica* 2019;68:17–34. doi:10.1016/j.ejmp.2019.11.005.
- 27) Bol GH, Lagendijk JJW, Raaymakers BW. Compensating for the impact of non-stationary spherical air cavities on IMRT dose delivery in transverse magnetic fields. *Phys Med Biol* 2015;60:755–68. doi:10.1088/0031-9155/60/2/755.
- 28) Chuter RW, Pollitt A, Whitehurst P, Mackay RI, Van Herk M, McWilliam A. Assessing MR-linac radiotherapy robustness for anatomical changes in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2018;63:aac749. doi:10.1088/1361-6560/aac749.
- 29) Nakamura N, Hatanaka S, Takahashi O, Mizuno N, Endo H, Tamaki S, et al. Gas in the rectum tends to reduce during radical external beam radiotherapy for localised prostate cancer. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2014;58:253–6. doi:10.1111/1754-9485.12141.

## 第 2 章

- 30) Barnes H, Alexander S, Bower L, Ehlers J, Gani C, Herbert T, et al. Development and results of a patient-reported treatment experience questionnaire on a 1.5 T MR-Linac. *Clin Transl Radiat Oncol* 2021;30:31–7. doi.org/10.1016/j.ctro.2021.06.003.
- 31) Henke LE, Contreras JA, Green OL, Cai B, Kim H, Roach MC, et al. Magnetic Resonance Image-Guided Radiotherapy (MRIgRT): A 4.5-Year Clinical Experience. *Clin Oncol* 2018;30:720–7. doi:doi.org/10.1016/j.clon.2018.08.010.
- 32) White G.R.D.R, Wilson, I.J. International Commission on Radiation Units and Measurements ICRU Report 46. MD: Bethesda; 1992 .

### 第 3 章

- 33) Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys.* 2000;27:485–98.
- 34) Kawrakow I, Rogers DW, Tessier F et al. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. National Research Council of Canada Report PIRS-701 2013.
- 35) Walters B, Kawrakow I, Rogers DWO. DOSXYZnrc Users Manual. NRCC Rep PIRS-0794 2016:1–125. doi:10.1118/1.4773883.
- 36) Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX et al. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys.* 1995;22:503–24.
- 37) Rogers DW, Walters BR, Kawrakow I. BEAMnrc user's manual. National Research Council of Canada Report PIRS-509(A) Rev L, 2013.
- 38) Lee J, Lee J, Ryu D, Lee H, Ye SJ. Fano cavity test for electron Monte Carlo transport algorithms in magnetic fields: Comparison between EGSnrc, PENELOPE, MCNP6 and Geant4. *Phys Med Biol* 2018;63. doi:10.1088/1361-6560/aadf29.

### 第 4 章

- 39) Miura H, Fujiwara M, Tanooka, et al. Dosimetric and delivery characterizations of full-arc and half-arc volumetric-modulated arc therapy for maxillary cancer. *J Radiat Res.* 2012 Sep;53(5):785-90. doi:10.1093/jrr/rrs031.