ノート

放射線治療計画における義歯アーチファクトの影響と改善策
- ガントリ傾斜撮影から再構成したCT水平断像の利用 -中江保夫・井上裕之・源 貴裕・山本鋭二郎・上甲 剛¹⁾論文受付
2006年7月6日論文受理
2007年1月19日

Code No. 524

兵庫医科大学病院中央放射線部

1) 大阪大学医学系研究科機能診断科学(医用物理学)講座

緒言

放射線治療は、IMRT(intensity-modulated radiation therapy)に代表されるように、高精度化が求められるようになってきた¹⁾。放射線治療計画装置(radiation treatment planning system, 以下RTPs)を用いた高精度な放射線治療計画(RTP)には、CT(computed tomography)画像が必要不可欠であるが、そのCT画像から生じるアーチファクトが実際とは異なった線量分布の表示や、投与線量の増減など、RTPに影響を与える場合がある^{2,3)}。特に中咽頭高位レベルでは、義歯によりアーチファクトが発生し、腫瘍、リンパ節などの描出や正確なCT値の取得が困難な場合が数多くみられる。診断を目的とした中咽頭高位レベルのCT検査で

は、義歯からのアーチファクトが発生した場合、ガントリを傾斜させて撮影することでアーチファクトの生じる方向を変えて、必要な領域を抽出可能にする方法が用いられる^{4,5)}。しかし、この斜入CT画像ではRTPsでの計画が不可能なため、MPR(multiplanar reconstruction)の手法により水平断像に画像再構成した画像を用いることで、中咽頭の計画に必要な領域の画像情報を正確に取得できる。われわれは義歯によるアーチファクトが、RTPにどのような影響を与えているのかを調べるために、頭頸部左右対向2門照射におけるRTPで検討した。そして、斜入CT画像から自作ソフトで再構成した水平断像を用いてRTPに必要な領域のアーチファクトの改善を試み、RTPへ有効に

Influence and Improvement of Metal Artifacts in Dental Structures by CT for Radiation Treatment Planning: Reconstruction of Transverse Images Using Oblique Images by Gantry Tilt Scanning

Yasuo Nakae, Hiroyuki Inoue, Takahiro Minamoto, Toshijiro Yamamoto, and Takeshi Johkou¹⁾

Department of Clinical Radiology, The Hospital of Hyogo College of Medicine

1) Department of Medical Physics, Osaka University Graduate School of Medicine

Received July 6, 2006; Revision accepted Jan. 19, 2007; Code No. 524

Summary

Intensity-modulated radiation therapy(IMRT) radiation treatment planning(RTP) requires accuracy. Metal artifacts are one of the factors that influence RTP. The metal artifacts from dental structures are problems at the level of the oropharynx, since these artifacts impair visualization of tumors or lymph nodes and change CT(computed tomography) values. We simulated RTP at the level of the oropharynx using CT images with and without artifacts from dental structures. Gantry tilt scanning was performed to avoid artifacts from dental structures and transverse images reconstructed from oblique images by gantry tilt scanning using a technique of multiplanar reconstruction(MPR). The reconstructed transverse images were used for the RTP. The reconstructed transverse images were useful to obtain accurate target volumes and the RTP of two opposed equally weighted beams by correct CT values. As dose distribution was changed slightly by the metal artifacts, the use of CT images without artifact is recommended in RTP.

Key words: metal artifact, CT, gantry tilt, radiation treatment planning (RTP), multiplanar reconstruction (MPR)

別刷資料請求先: 〒663-8501 兵庫県西宮市武庫川町1-1

兵庫医科大学病院中央放射線部 中江保夫 宛

利用できるかについて検討した。

1. 方 法

1-1 使用機器

CT装置：Somatom Sensation Cardiac(シーメンス旭メディテック株式会社，16列MDCT(multidetector-row CT)

ワークステーション：Virtual Place(株式会社AZE)

放射線治療計画装置(radiation treatment planning system，RTPs)：XiQ(CMS社)

人体ファントム：ALDERSON RAN-110型

吸収係数とCT値の直線性ファントム：CT-200型(株式会社京都科学)

水ファントム：ポリプロピレン製(14×15×9cm³)

アルミ棒(直径 1mm，2mm)

パーソナルコンピュータ：Dimension 4600Q(デル株式会社)

プログラム言語：Visual Basic.net(Microsoft社)

1-2 放射線治療計画(RTP)

RTPでは不均一補正はpixel by pixel，計算アルゴリズムはSuperpositionを使用し4MVのX線による左右対向2門照射の計画を行った。線量分布計算は5mm間隔で行った。左右からの照射野中心軸上のアイソセンタに標的を設定し，そのアイソセンタに対して左右からそれぞれ100cGyを照射したRTPでのCT値から電子密度への変換をTable 1に示す。金属アーチファクトなどにより，RTPsの取得しているデータ外の高CT値に対しては，データ内の最高CT値として電子密度に変換される。

Table 1 CT number to relative electron density.

CT number	Relative electron density
-1000	0.01
-760	0.27
-546	0.46
-109	0.93
-59	0.96
-10	0.99
-9	1
9	1.05
83	1.08
221	1.10
228	1.11
481	1.27
869	1.47
1310	1.70

1-3 擬似アーチファクトの作成

CTで生じる義歯からのアーチファクトはFig. 1のように種々の形状を示し，CT値も異なり-1000から3000以上に分布している。義歯からのアーチファクトの有無でCT値がどのような分布を示すかをヒストグラムにより調べた(Fig. 2)。義歯からのアーチファクトがRTPにどの程度影響を与えるか，義歯のない患者のCT画像に擬似アーチファクトを重ね合わせた画像を作成した(Fig. 3)。擬似アーチファクトの作成は，直径20cmの円柱状の水ファントムに幅15mm，長さ10cm，厚さ1.5mmの鉛板を円弧上に接着して撮影した画像データから，水ファントムのみを撮影した画像データを減算することにより得られた画像データ(Fig. 3b)をアーチファクト像として用いた。前述したように，CTで生じる義歯からのアーチファクトは種々の

Fig. 1 Examples of metal artifacts from dental structures in CT.

Fig. 2 Histogram of CT images with artifact and without artifact.

Fig. 3 False artifact in this study.

- (a) CT images without metal artifacts from dental structures.
- (b) The false artifact was made by subtracting images of a cylindrical water phantom from images with artifacts scanned cylindrical water phantom with lead plate on.
- (c) Example of the metal artifact added false artifact (b) on the image without artifact (a).

形状とCT値を示すが、それらの一例としてこの擬似アーチファクトを用いた。

1-4 RTPでのアーチファクトの影響

RTPで、義歯からのアーチファクトの影響を確認するために、頭頸部の中咽頭高位レベルで、1-3で作成したアーチファクト像を使用し、アーチファクトの有

無において左右対向2門照射によるRTPを作成した。中咽頭軟口蓋近傍の体軸中心領域に直径2cm、長さ2cmの標的体積(target volume, 以下TV)と内頸動脈、内頸静脈を含むリンパ節近傍(左右)に直径3cm、長さ2cmの3カ所(Fig. 4)にTV(中咽頭軟口蓋近傍の体軸中心領域をTV1、内頸動脈、内頸静脈を含むリンパ節近傍右側をTV2、左側をTV3とする)を設定して、正

Fig. 4 Three target volumes (TV) at the level of the oropharynx.
TV1 set at the oropharynx is 2 cm in diameter and 2 cm in length. TV2 set at the region of lymph nodes around the vessel on the right side. TV3 set at the region of lymph nodes around vessel on the left side.

方形照射野10cm×10cmの左右対向2門照射でRTPを作成し、線量分布とTVの平均線量および設定モニタ単位値(MU)を比較した。

1-5 斜入撮影と水平断像再構成

アーチファクトを避ける斜入撮影は、頭頸部の位置決め画像により設定を行う。金属アーチファクトの発生領域は位置決め画像の義歯の位置から容易に推測できる(Fig. 5)。CTの撮影条件は、水平断撮影では120kV, 200mA, 0.75sec/rot, feed10mm/rot(X線ビーム幅0.75mm×16)によるスパイラルスキャンで撮影した。斜入撮影はスパイラルスキャンを用いることができないため、シーケンシャルスキャンを用いた。斜入による撮影条件は120kV, 200mA, feed9.5mm(X線ビーム幅0.75mm×12)を用いた。水平断で撮影した原画像のスライス幅は1mm, スライス間隔1mmで再構成した。斜入画像ではスライス幅0.75mm, スライス間隔0.75mmとした。水平断像と斜入画像のX軸のピクセルの位置関係を維持するため、FOV(field of view)は同サイズとした。

薄いスライス幅の斜入CT画像から水平断像の再構成はCT装置、ワークステーションを用いてMPRの手法により可能である。しかし、この場合Z軸の座標情報が計算されないため、原画像と再構成した水平断像には、Z軸座標の相関関係は存在しない。そこで、Z軸の情報を維持した水平断像を再構成する自作プロ

Fig. 5 Range of metal artifact (white arrow) in the dental structure and gantry tilt scanning (black arrow).

Fig. 6 Axis of coordinates on CT image.

ラムを作成した。このプログラムは、スライス幅1mm, スライス間隔1mmで再構成した原画像のピクセルの位置に、スライス幅0.75mm, スライス間隔0.75mmで再構成した斜入CT画像の最近傍のピクセル値を置き換えるものである^{6,7)}。

斜入画像から再構成する水平断像はスライス幅1mmの画像とした。RTPに用いる水平断像はスライス幅5mmを使用しているため、スライス幅5mmの画像は斜入画像から再構成したスライス幅1mmの水平断像の5スライス分を平均することにより、スライス幅5mmの画像とした。再構成に必要なCT画像の座標情報はワークステーションから得た。CT画像の座標情報は、左上部の位置(Fig. 6)を示すため、斜入CT画像のガントリの傾斜角度から目的とする水平断像のピクセルの位置は計算により求めることが可能である⁷⁾。

1-6 斜入CT画像から再構成した水平断像の精度

斜入CT画像から再構成した水平断像のCT値と歪み

の精度を調べるために、「吸収係数とCT値の直線性ファントム」に対して22度のガントリ傾斜による斜入撮影を行い、1-5の方法で5mmスライス幅の画像を再構成し、5mmスライス幅の原画像と再構成画像のCT値、ロッド間距離を測定し、CT値と歪みの検証を行った。また、斜入画像から再構成した水平断像の位置精度を調べるために、14cm×15cm、深さ9cmの水ファントム内に直径1mmのアルミ棒1本、直径2mmのアルミ棒2本をFig. 7に示す配置で、スパイラルスキャンで撮影した。次に水ファントム上部に幅1.5cm、長さ10cm、厚さ1.5mmの鉛板を置き、スパイラルスキャンで撮影した。続いて、鉛板によるアーチファクトの生じる方向を変えるためにガントリを25度傾斜させて斜入撮影をシーケンシャルスキャンで行った。斜入CT画像から水平断像を再構成し、アーチファクトのある画像と置き換えた。鉛板のない画像とある画像の斜入CT画像から水平断像に再構成し、画像を入れ替えた三次元（以後3D）画像より、再構成画像の位置情報を確認した。

1-7 原画像と再構成画像によるRTPでの線量分布の比較

原画像と再構成画像で、RTPによる線量分布がどの程度変化するかを確認するために人体ファントムの頭頸部のCT画像を用いた。歯の位置に擬似アーチファクトを生じさせるために鉛板を置き、鉛板のない場合とある場合でスパイラルスキャンによる水平断像を撮影した。鉛板を置いた状態で、斜入撮影を行い斜入撮影による画像から再構成した水平断像を、アーチファクトが発生した画像と入れ替えた。スライス幅5mmの原画像で、4スライスにアーチファクトが発生したため、4スライスを再構成した水平断像と入れ替えてRTPを行った。照射は左右対向2門照射、照射野は10cm×10cmの正方形照射野を設定した。TVは直径3cm、長さ3.5cmに設定し、200cGyを投与した。これらから原画像と再構成画像の線量分布が比較でき、再構成画像をアーチファクトのある画像と置き換えて使用できるかの判断基準の一つとなる。

実際、義歯からのアーチファクトが発生した症例に対しても、ガントリを傾斜させて撮影した斜入CT画像を水平断像に再構成を行い、アーチファクトを軽減させた。これらの画像をアーチファクトのある原画像と入れ替えて資料を作成した。

頭頸部単純CT検査を受けた3症例に対し、上記と同様の照射条件で設定したRTPを作成し、アーチファクトの有無がRTPに及ぼす影響を検証した。

Fig. 7 Arrangement of the aluminum poles in the water phantom and Pb plate.
(a) Front, upper view.
(b) Lateral view.
(c) 3D view.

Fig. 8 Dose distributions of two opposed, equally weighted beams using images without artifacts (a) and with false artifacts (b).

2. 結果

義歯からのアーチファクトのCT値はヒストグラムより-1024から3071にまで分布することが確認できた (Fig. 2)。アーチファクトのない歯で、CT値2000前後の領域が存在した。

アーチファクトのない頭頸部CT画像に義歯からの擬似アーチファクトを加算した画像に対する左右対向2門照射のRTP (Fig. 8) では、線量分布の95%領域まではほとんど変化はみられなかったが、100%、102%領域では線量分布が変化した。高線量域で線量分布に差がみられた。アーチファクトのない画像を用いたRTPでは、平均線量はTV1で200.0cGy、擬似アーチファクトを加えた画像では201.0cGy、TV2ではそれぞれ200.0cGy、203.0cGy、TV3ではそれぞれ201.0cGy、

Fig. 9 Original image (a) and reconstructed image (b) from oblique scanning with CT value measurement phantom. Numbers of CT value measurement positions (c) and measurement of distance between the center of rods, and distance from the phantom edge to the center of rods (d) on the CT value measurement phantom.

Table 2 Measured CT value, and distance between rods on the CT value measurement phantom.

CT value (Standard deviation)								
	1	2	3	4	5	6	7	8
Original image	-37.0 (6.6)	53.1 (7.5)	46.0 (7.0)	38.2 (7.0)	31.2 (7.0)	21.3 (6.9)	9.9 (6.6)	0.6 (6.7)
Reconstructed image	-39.1 (5.0)	53.8 (7.2)	46.9 (8.3)	38.7 (8.9)	31.1 (9.5)	21.6 (7.9)	9.9 (7.2)	0.2 (5.5)
Distance (cm)								
	d1	d2	d3	d4	d5	d6		
Original image	3.68	3.84	3.78	3.73	3.85	3.58		
Reconstructed image	3.73	3.83	3.71	3.70	3.92	3.74		
	d7	d8	d9	d10	d11	d12		
Original image	4.5	4.50	4.50	4.50	9.99	9.88		
Reconstructed image	4.41	4.48	4.44	4.47	9.97	10.01		

203.0cGyで、TV2では最大で1.5%の線量の増加を確認した。この場合の設定MUは、アーチファクトのない原画像では90度方向、270度方向とも124MU、擬似アーチファクトを加えた画像では270度方向からが127MU、90度方向からが126MUとなり、270度方向からの照射で2.4%の増加となった。

斜入撮影と水平断像再構成により義歯からのアーチファクトを改善できた。

「吸収係数とCT値の直線性ファントム」を用いて、斜入画像から再構成した水平断像のCT値とロッド間距離を測定した結果、斜入CT画像から再構成された画像のCT値の変化、画像の歪みはほとんどみられなかった (Fig. 9 , Table 2) 。

再構成による水平断像の精度を確認するために3D画像を作成した。鉛板のない状態で撮影したアルミ棒の3D画像 (Fig. 10a) に対して鉛板のある場合、アーチファクトによりアルミ棒の情報が一部損失している (Fig. 10b) 。斜入撮影による斜入画像から再構成した水平断像を入れ替えた3D画像 (Fig. 10c) では損失していたアルミ棒が表示された。この画像から、Z軸方向の画像の位置情報にほとんどずれのないことが確認できた。画像を入れ替えた部分のアルミ棒の表面がなめらかでないのは、再構成に用いた最近傍法の特徴である。最近傍のピクセルを選択するため、ずれが生じているように見える場合がある。

原画像と再構成画像でRTPによる線量分布がどの程

度変化するかを確認するために行った人体ファントムによるRTPの線量分布を比較すると、アーチファクトのある画像に対する線量分布のみ変化がみられた(Fig. 11a)。原画像と再構成画像を用いたRTP(Fig. 11b, c)を比較すると線量分布にあまり差を認めなかった。このことより、アーチファクトの生じた画像を斜入画像から再構成した水平断像と入れ替えた場合、アーチファクトのない画像のRTPに近似した分布が得られることを証明している。

方法1-7による頭頸部CT検査を受けた患者3症例のデータを再構成し、義歯からのアーチファクトを改善した水平断像を用いて、RTPを作成した結果をTable 3に示した。RTPによる線量分布により、アーチファクトの有無による線量分布が得られた(Fig. 12, Fig. 13)。症例1(Fig. 12)において、TV1でアーチファクトが改善された画像でのRTPは、平均線量が200.0cGyで、アーチファクトが存在する原画像では199.0cGy、TV2ではそれぞれ202.0cGy、199.0cGy、TV3ではそれぞれ202.0cGy、200.0cGyとなり、平均線量は最大で1.5%の線量低下となった(Fig. 12)。

この場合の設定MUはアーチファクトが改善された画像の場合は左右とも124MUであったが、アーチファクトが存在する画像では90度方向が124MU、270度方向が120MUとなり、90度方向では3.2%の差が生じた。

3. 考 察

CT画像を用いるRTPではTVの決定が重要である。斜入CT画像を水平断像に再構成した画像は、義歯によるアーチファクトの影響が少なく、中咽頭高位レベルのRTPには非常に有効である。しかし、放射線治療用のCTシミュレータは、高精度を保つ必要性からガントリを傾斜させて撮影することができないのが現状である。このため、ガントリを傾斜できる診断用のCTで撮影された画像から水平断像を再構成し、参照画像として用いることになる。

義歯からの擬似アーチファクトによる左右対向2門照射でRTPを行った場合、線量分布の95%領域では変化は少ない。このことから、この擬似アーチファクトによるCT画像を用いてRTPを行った場合、95%以下の線量分布はアーチファクトのない場合の線量分布に等しいと考えられるが、100%領域以上での線量分布が把握できない。このため高線量域が発生していることは否定できない。実際に患者の義歯から発生したアーチファクトがある画像を用いてRTPを行っ

Fig. 10 (a) Three-dimensional image of the aluminum poles.
(b) Three-dimensional image of the aluminum poles with artifacts from Pb plate.
(c) Three-dimensional image of the aluminum poles with reconstructed images from oblique images.

Fig. 11 (a) Dose distributions with artifacts using two opposed equally weighted beams.
(b) Dose distributions without artifacts using two opposed equally weighted beams.
(c) Dose distributions with reconstructed images using two opposed equally weighted beams.

た症例1の場合、TV3ではアーチファクトが存在する場合と、アーチファクトがない場合とを比較すると平均線量で1.5%の増加となった。90度方向からの設定MUは3.2%の減少となった。橋らはノイズの影響でCT値の変動があった場合、CT値が平均され、RTPでは影響が少ないという報告をしている⁸⁾。われわれの場合では、アーチファクトによるCT値の変動が大きかったために、計算値でも影響が出たと考えられる。

Table 3 RTP was performed using two opposed equally weighted beams for three cases with original and reconstructed images. Values are averaged TV doses.

Case		Target volume 1	Target volume 2 Mean dose cGy	Target volume 3
1	a	200.0	202.0	202.0
	b	199.0	199.0	200.0
2	a	199.0	202.0	199.0
	b	200.0	202.0	201.0
3	a	198.0	199.0	199.0
	b	199.0	200.0	200.0

a: RTP using images with artifact, b: RTP using images reconstructed

Fig. 12 Dose distributions using two opposed equally weighted beams. The dose distributions of RTP using original images (a) and reconstructed images (b) of gantry tilt scanning (case 1)

RTPsのCT値 - 電子密度変換テーブルは既知の電子密度を持つファントムをCTで実測した値を用いている。人体のCT値においても1310以上のCT値が存在するため、CT値 - 電子密度変換テーブルを設定する必要があるが、高CT値のアーチファクトも計算することになり検討する必要がある。われわれが考えた方法は自作プログラムによるもので、参照情報であるが、より精度の高いRTPを求める場合はアーチファクトの影響がない水平断像を用いるべきである。

4. 結 語

中咽頭高位レベルでの、RTPでは、義歯からのアーチファクトにより、CT値の変動が生じ、線量分布に変化をもたらす。ガントリを傾斜させて撮影した画像

Fig. 13 Dose distributions using two opposed equally weighted beams. The dose distributions of RTP using original images (a) and reconstructed images (b) of gantry tilt scanning [case 2 (first row) and case 3 (second row)]

からMPRの手法を用いて再構成した水平断像を用いることで義歯によるアーチファクトを軽減でき、TVの設定、RTPに有用である。アーチファクトを含んだCT画像によるRTPでは低線量域や高線領域が発生していてもRTPの分布に現れないことがあり、注意が必要である。

参考文献

- 1) 成田雄一郎, 幡野和男, 清水孝行, 他: IMRT(強度変調放射線治療)における線量検証. 日放技学誌, 58(6), 761-772, (2002).
- 2) Kim Y, Tome WA, Bal M, et al.: The impact of dental metal artifacts on head and neck IMRT dose distributions. Radiotherapy and Oncology, 79, 198-202(2006)
- 3) Charnley N, Morgan A, Thomas E, et al.: The use of CT-MR image registration to define target volumes in pelvic radiotherapy in the presence of bilateral hip replacements. Br J Radiol, 78, 634-636(2005)
- 4) 名定敏也, 平山伸一, 田ノ岡征雄, 他: MDCTにおけるガントリ傾斜補正の評価 - MPR画像に及ぼす影響 - . 日放技学誌, 59(1), 136-142, (2003).
- 5) 酒井 修: 頭頸部の画像診断. pp.210-249, 秀潤社, 東京, (2002).
- 6) 酒井幸市: デジタル画像処理の基礎と応用 - 基本概念から顔画像認識まで - . pp.9-23, CQ出版, 東京, (2004).
- 7) 中江保夫, 坂本 清, 源 貴裕, 他: X線CTで発生する義歯アーチファクトの軽減 - ガントリ傾斜撮影からの水平断像の再構成 - . 日放技学誌, 62(6), 863-866, (2006).
- 8) 橘 昌幸, 木下絵美, 平田敬子: 治療計画装置使用時における最適X線CT画像の検討 - 画像ノイズ, スライス厚について - . 日放技学誌, 60(4), 507-512, (2004).

図表の説明

- Fig. 1 CTで義歯から発生する金属アーチファクトの例
- Fig. 2 アーチファクトの有無によるCT値ヒストグラム
- Fig. 3 擬似アーチファクトの作成
(a)アーチファクトのないCT画像
(b)円柱状水ファントムの上部に鉛板を貼り付けて撮影した画像から, 円柱状水ファントムだけの画像を差分して作成した擬似アーチファクト像
(c)アーチファクトのないaの画像にbの擬似アーチファクト画像を加算して作成した, 金属アーチファクトの資料
- Fig. 4 中咽頭高位レベルに設定した標的体積(TV)
TV1は中咽頭領域で直径2cm, 長さ2cm, TV2とTV3は血管とリンパ節領域に設定した標的体積で直径3cm, 長さ2cmである.
- Fig. 5 義歯によるアーチファクト発生領域(白矢印)と斜入撮影範囲(黒矢印)
- Fig. 6 CT画像における座標表示位置
- Fig. 7 水ファントム内のアルミ棒と鉛板の配置
(a)正面, 上部
(b)側面
(c)3D
- Fig. 8 義歯からのアーチファクトのない場合(a)と擬似アーチファクトを加えた場合(b)で左右対向2門照射によるRTPで得られた線量分布
- Fig. 9 原画像(a)と斜入撮影から再構成(b)した「吸収係数とCT値の直線性ファントム」
「吸収係数とCT値の直線性ファントム」でCT値を測定したロッド位置(c)と歪みの有無を確認するためにロッド中心間の距離を測定した位置(d)
- Fig. 10 (a)アーチファクトのない状態のアルミ棒の3D画像
(b)アーチファクトがある場合のアルミ棒の3D画像
(c)斜入画像を再構成した水平断像でアーチファクトが軽減されたアルミ棒の3D画像
- Fig. 11 (a)アーチファクトがある場合の頭頸部人体ファントムの線量分布(左右対向2門照射)
(b)アーチファクトのない頭頸部人体ファントムの線量分布(左右対向2門照射)
(c)斜入画像を再構成した水平断像でアーチファクトが軽減された頭頸部人体ファントムの線量分布(左右対向2門照射)
- Fig. 12 義歯からのアーチファクトがある症例とガントリ傾斜撮影により撮影された画像を水平断に再構成し, アーチファクトが改善されたCT像に対して左右対向2門照射によるRTPを行って得られた線量分布(症例1)
- Fig. 13 義歯からのアーチファクトがある症例とガントリ傾斜撮影により撮影された画像を水平断に再構成し, アーチファクトが改善されたCT像に対して左右対向2門照射によるRTPを行って得られた線量分布(症例2(a), 症例3(b))
- Table 1 CT値に対する相対電子密度
- Table 2 「吸収係数とCT値の直線性ファントム」で測定したCT値とロッド間距離
- Table 3 義歯からのアーチファクトがある3症例に対して, アーチファクトが改善されたCT像を用いて左右対向2門照射によるRTPを行った場合のTVの平均線量