

1 ) 論文種別 原著

2 ) 論文タイトル Cone-Beam CT ならびに Area Detector CT に  
よる水晶体推定線量の評価

3 ) 著者名 島田貴史<sup>1</sup> 小船裕司<sup>1</sup> 長塚健治<sup>1</sup> 岡野光臣<sup>1</sup>  
日高尊子<sup>2</sup>

4 ) 所属施設 1 日本大学病院 放射線部  
2 東芝メディカルシステムズ

5 ) 連絡著者の氏名 連絡先

日本大学病院 放射線部

東京都千代田区神田駿河台 1-6

03-3293-1711

[shimada.takashi@nihon-u.ac.jp](mailto:shimada.takashi@nihon-u.ac.jp)

6 ) キーワード CBCT 水晶体被ばく

7 ) 宣言 『本論文を、日本脳神経血管内治療学会機関紙「JNET  
journal of Neuroendovascular Therapy」に投稿する  
にあたり、筆頭著者、共著者によって、国内外の他雑  
誌に掲載ないし投稿されていないことを誓約いたしま  
す。』

<タイトル> Cone-Beam CTならびに Area Detector CTによる  
水晶体推定線量の評価

<和文要旨> 「目的」近年、白内障に対するしきい値が引き下げられ、水晶体被ばくに対する関心が深くなりつつある。脳血管内治療領域では Cone-Beam CT(CBCT)の重要性が増してきており、血管内治療後の CT 撮影も CBCT で代用する機会が増えてきている。水晶体被ばくを管理するには、血管撮影と CT における線量を包括的に考えなければならないものの、両者の評価方法が異なるため総合管理ならびに直接比較が難しい。そこで、水晶体位置相当における直接線量を測定し比較を行った。「方法」Area Detector CT(ADCT)におけるノンヘリカルスキャンおよび CBCT における各条件において、頭部相当の直径 16 cm CT dose index (CTDI)測定用アクリルファントムの 5 か所(中心・上下左右)でのポイント線量を測定し、頭部全体の線量に相当する 5 点平均および水晶体部に相当するファントム上部のポイントについて比較検討を行った。「結果」CBCT の 15 秒撮影 MIDDLE モードに対する ADCT による線量は、5 点平均では、1.1 倍であったが、水晶体位置相当では 2.3 倍となった。「結論」撮影範囲が 360 度回転する CT に対し背側 200 度収集の CBCT は直接水晶体に当たらないため線量が少なくなる傾向にあるため水晶体被ばくを低減させることが可能である。

<緒言>

2011 年、国際放射線防護委員会(ICRP)が発表した組織反応(確

率的影響)に関する声明で、作業者の水晶体等価線量限度について、それまでの年間 150m Svであったものを大幅に引き下げ、5年間の年間平均を 20m Sv、ただし年間 50m Svを超えないこととした<sup>1)</sup>。この声明後 ICRP は Publication118<sup>2)</sup>を發表し、視覚障害性白内障のしきい値を 0.5 Gyとした。

一方で CT が普及しているわが国では、X線検出器の多列に伴い情報量が増えたことで有益な画像情報を提供出来ている反面、被ばくの増大という弊害を生じている。

血管撮影装置においては、フラットパネルディテクタ(Flat panel detector : FPD)を回転させて得られる Cone-Beam CT(CBCT)の重要性が増してきており、CTの画像と比べて高い解像度が得られることから頭蓋内ステントの描出など有益な情報を提供でき<sup>3)4)</sup>、脳血管内治療領域では必須のツールとなっている。また、脳血管内治療後には、ほとんどの症例で出血確認のため CT撮影が行われている。CBCTは低コントラスト分解能がCTよりも劣るものの<sup>5)</sup>、脳出血の確認は可能であり、部屋の移動をすることなく撮影できることからCBCTで代用することが増えてきている<sup>6)</sup>。

このような背景の中、水晶体の被ばく管理はCTとCBCTを含む Interventional Radiology(IVR)検査時の線量を包括的に考えなければならない。しかしながら、各装置での評価方法はCTではCT dose index (CTDI)、IVRの分野では入射表面線量が一般的であり直接比較が困難である。

これまでに、通常のCT装置と血管撮影装置におけるCBCTの

被ばく線量を比較した報告は少ないことから、CT装置とCBCTの水晶体部を含む線量比較を明らかにし、CBCTの撮影時間、管電圧が被ばく線量に及ぼす影響を明確にすることが本研究の目的である。

## < 方法 >

### 1 使用機器および収集条件

CBCT撮影で使用する血管撮影装置は、間接変換型 Flat panel detector(FPD)搭載の Infinix-8000V/N5 (東芝メディカルシステムズ, 栃木) を使用し、CT装置は、320列 Area Detector CT(ADCT) Aquilion one/Vision edition (東芝メディカルシステムズ, 栃木) を使用した。ファントムは CT dose index(CTDI)計測用円柱アクリルファントム Pro-CT dose M model 04-102(アクロバイオ, 東京)、線量計は Piranha(RTI Electronics, Molndal, Sweden)、検出器は電離箱に比べ過小評価になりづらい半導体検出器の CT DOSE PROFILER(RTI Electronics, Molndal, Sweden)を使用した<sup>7)</sup>。

CBCTの撮影は、東芝社製血管撮影装置に搭載されている3種類の撮影モードを使用した。各モードは、FASTモードが撮影時間約8秒、回転時間10秒、フレーム枚数が約200枚であるのに対し、MIDDLEモードが撮影時間約15秒、回転時間15秒、フレーム枚数約400枚。HIGHモードが撮影時間約20秒、回転時間20秒、フレーム枚数は約600枚という点が異なる。一方で撮影範囲、マトリックス数、bit数はすべて共通である (Table 1)。今回の検証では、Field of view(FOV)は、いずれの撮影においても同

一の 12 インチ、Source Image receptor Distance(SID)は 110cm、線質調整フィルタはアルミニウムの 1.8 mm、焦点サイズもすべての撮影において同一の 0.6mm にて行った。

CT の撮影は、ノンヘリカルスキャンを用い、撮影は通常の臨床で使用している条件(管電圧 120 kV、管電流 250 mA、スキャン速度 1.5 秒、スライス厚 0.5 mm、逐次近似応用再構成 AIDR3D weak)を使用した。

本研究では水晶体を含む頭頸部を想定しているため CTDI ファントムは直径 16cm 厚さ 15cm の M サイズを使い、ADCT CBCT いずれにおいても臨床時の撮影位置を考慮し、ファントム中心とアイソセンターが等しくなる幾何学的配置にて各計測を行った。

## 2 CT と CBCT の線量比較

ADCT に対し、CBCT の撮影条件を臨床にて術前診断や血管内治療後の撮影で多用している MIDDLE モードを用い、管電圧 110 kV、Automatic exposure control dose(AEC DOSE) 77.4nC/kg とし線量測定を行った。線量測定点は(Figure 1)に示すファントム中心部、+X、-X、+Y、-Y の 5 点とし測定点ごとに 5 回行いポイント線量はその平均値とした。得られたポイント線量より頭部全体の線量に相当する 5 点平均値ならびに水晶体部に相当するファントム上部ポイント+Y の線量値を水晶体推定線量とみなして、各ポイントでの線量比較ならびに検討を行った。

## 3 CBCT 各撮影モードによる比較

CBCT の各撮影モード（20 秒撮影の HIGH モード、15 秒撮影の MIDDLE モード、10 秒撮影の FAST モード）にて、使用管電圧 110 kV、AEC DOSE 77.4nC/kg にて各ポイントで 5 回線量測定を行い、撮影時間による線量の違いについて比較を行った。各モードにおける撮影条件ならびに基準値となる装置に内蔵している線量計の空気カーマの値を (Table 2) に示した。

#### 4 CBCT における撮影管電圧の違いによる比較

CBCT の 15 秒撮影 MIDDLE モードを用い、臨床にて使用する 80 kV から 110 kV まで 10 kV ごとに管電圧を変化させ電圧変化に伴う線量変移について比較検討を行った。このときの AEC DOSE はすべて 77.4nC/kg とし、各撮影条件ならびに線量計の空気カーマの値を (Table 3) に示した。

#### < 結果 >

##### 1 CT と CBCT の線量比較

(Table 4) には、MIDDLE モード CBCT、320 列 ADCT 装置を使用した CTDI 計測用ファントム各計測ポイントにおける吸収線量を示した。ADCT において吸収線量の平均値が最も高かったのは水晶体に相当する +Y のポイントで 72.85m Gy、反対に最も低かったのは -Y のポイントで 56.41m Gy となり 5 か所の測定ポイントの平均は 64.60m Gy 標準偏差 [ $\sigma$ ] 6.09 となった。CBCT では最も高かったのは -Y の位置で 94.41m Gy、最も低い結果となったのは +Y の位置で 24.33 m Gy となり、Y 軸方向では標準偏差

25.62 と広がりを見せたのに対し、X 軸方向では、+X の位置で 64.56 m Gy、-X の位置で 63.16m Gy と変わらない分布を示した。また 5 ポイントの平均値は 58.89 m Gy となった。尚、統計解析には統計ソフト R を用い wilcoxon の順位和検定にて行った。

## 2 CBCT 各撮影モードによる比較

(Table 5)には、CBCT の撮影時間の異なる各モードにおける吸収線量を示した。MIDDLE モード CBCT では各ポイントの平均線量は 58.89m Gy、水晶体位置に相当する線量は 24.33m Gy となった。撮影時間を 20 秒とした場合、平均線量は 81.83m Gy、水晶体推定線量は 34.88m Gy で、それぞれ 1.39 倍、1.43 倍という結果となった。反対に撮影時間を 10 秒とした場合は、平均線量 32.57m Gy、水晶体推定線量 13.99m Gy になり、それぞれ 0.55 倍、0.57 倍という結果を示した。

## 3 CBCT における撮影管電圧の違いによる比較

(Table 6)には、CBCT の MIDDLE モードにて AEC DOSE を一定にし、管電圧を変化させた場合の各ポイントにおける吸収線量を示した。設定管電圧を 110 kV にした場合の各ポイントの平均線量は 58.89m Gy、水晶体位置に相当する線量は 24.33m Gy となった。管電圧を 80kV まで 10kV ずつ段階的に引き下げた場合の平均線量ならびに水晶体推定線量の推移を見ると 100 kV では平均線量 61.26m Gy、水晶体推定線量 25.28m Gy、90kV では平均線量 70.14m Gy、水晶体相当線量 28.07m Gy、80kV では平均線量 85.43m Gy、

水晶体推定線量 34.67m Gy という結果を示した。

#### < 考察 >

ADCT と CBCT の線量比較からわかるように、ADCT は各測定ポイントの線量分布がほぼ均一であるが、CBCT は背面側の線量が多く、上側の線量が少なくなる傾向にある<sup>8)</sup>。この事象はそれぞれの装置の撮像方式の違いにある。ADCT 装置は X 線管と検出器が被写体の周りを 1 秒間（最速 0.275 秒）で約 360 度回転しながら 160 mm の範囲のデータを収集し画像を得るのに対し、CBCT は X 線管と FPD がペアとなり被写体の背面側を 10 秒から 20 秒かけて約 200 度回転し画像を得るもので、撮像範囲は血管撮影装置に搭載されている FPD のサイズに起因する。(Figure 2)

そのため 360 度の撮像を行う CT では、各ポイントにおける線量がほぼ均一となったが (Table 4)、その中で -Y と +Y のポイント線量の比較をすると Y 軸方向では標準偏差で 6.09 広がりを生じる結果となった。この要因の一つは -Y ポイントでの寝台による X 線の減衰によるものであり、この減衰がなければより均等な線量分布を示したと考えられる<sup>9)</sup>。CBCT においも寝台による吸収の影響があるものの、それ以上に回転範囲による影響をより多く受ける。回転中心に対し +X、-X ポイントでは左右均等な軌道となるため、X 軸方向での差は僅かであったが、Y 軸方向では -Y と +Y で標準偏差にして 25.62 の差を生じる結果となった。この Y 軸方向の線量変動が水晶体線量を考える場合には大きな意味を持つ。MIDDLE モード CBCT に対する ADCT での頭部全体の線量

は、CBCT58.89 m Gy、ADCT64.60 m Gyと 1.1 倍と同程度であったが、水晶体推定線量は、CBCT24.33 m Gy、ADCT72.85 m Gyと 3.0 倍であった。したがって撮像方法の違いから、X 線が直接水晶体部に照射されない CBCT は水晶体被ばく低減に効果を上げることになる。

CBCT において撮影モードの変化に対する線量変化を見ると、撮影時間延長に伴い頭部全体の線量ならびに水晶体推定線量は増加傾向となる。(Table 5) 画質面では画像収集時間が長いほうが、プロジェクション数も増え分解能、粒状性ともに良好な画像になるが<sup>10)</sup>、撮影の目的が微細な血管ではなく血管内治療後の出血などの確認のためであれば、長時間撮影は不要であり、症例に応じ撮影時間の短縮化を図ることで、水晶体被ばく線量の低減につながる。血管内治療後の CT を FAST モード CBCT で対応できれば水晶体推定線量は 13.99 m Gy となり、ADCT に対し 80.8% の低減が可能となる。

CBCT の撮影管電圧は、管電圧の上昇に伴い、管電流、パルス幅は抑えられる傾向にある (Table 3)。そのため設定管電圧 80 kV 使用時と 110 kV 使用時とでは水晶体推定線量は 30% 減少することから、管電圧が高いほうが水晶体部の線量は低くなることが確認される (Table 6)。低電圧撮影はコントラストの上昇が見込まれるため、頭蓋内ステントの描出が目的の際には多用されるが<sup>11)</sup>、脳実質評価が目的であれば、水晶体被ばく線量を考慮して高電圧での撮影が望ましく、不要な低電圧撮影は避けるべきである。

今回、検証に用いたファントムに比べ実際の臨床では被写体の吸収も大きくなることからいずれの場合も線量は増加することが考えられる。脳血管内治療では術中の X 線側の水晶体推定線量が水晶体のしきい値を大きく超える約 0.91 Gy になるとの報告もあり<sup>1,2)</sup>、術後 CT での更なる水晶体被ばくを抑制するためにも、CBCT の使用は有益な手法となる。

< 結語 >

CBCT は ADCT と撮像方法および回転軌道が異なるため、水晶体部分に X 線が直接照射されない特徴をもつことから、水晶体線量を抑えることを可能とする。そのため脳血管内治療後の出血確認の CT を CBCT で代用することは、水晶体被ばく低減に有用である。

しかしながら CBCT1 回の撮影による水晶体線量は決して少なくはない。症例により複数回の撮影が必要になる場合は目的を見極めて、適切な撮影条件の選択が重要になる。

本論文の要旨は、第 32 回日本脳神経血管内治療学会学術総会(2016 年、神戸)にて発表した。

< 利益相反の開示 >

筆者および共著者全員が利益相反はない。

< 文献 >

1) ICRP, ICRP Statement on tissue reactions/ early and late effects of radiation in normal tissues and organs-threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context,

ICRP Publication 118, Ann. ICRP, 41(1/2) (2012)

2) IAEA; Radiation protection and safety of radiation sources: International Basic Safety Standards Interim Edition. General Safety Requirements Part 3, No. GSR Part 3[online]

3) Kuriyama T, Sakai N, Niida N, et al Dose reduction in cone-

beam CT scanning for intracranial stent deployment before coil embolization of intracranial wide-neck aneurysms. Interv Neuroradiol 2016; 22: 420-425.

4) Patel NV, Gounis MJ, Wakhloo AK, et al. Contrast enhanced angiographic cone-beam CT of cerebrovascular stents: experimental optimization and clinical application. AJNR Am J neuroradiol

5) Sakamoto K, Miura K, Ueda T, Evaluation of Low Contrast Resolution in Cone Beam CT Using FPD Jap J Radiolog Technol 2006; 62: 539-545.

6 ) Shinohara Y, Sakamoto M, Takeuchi H, et al. Subarachnoid hyperattenuation on flat panel detector-based conebeam CT immediately after uneventful coil embolization of unruptured intracranial aneurysms. AJNR Am J Neuroradiol 2013; 34: 577-582.

7 ) Edith C C, Ix-Berenice G F, Jesús G H, et al. Verification of CTDI and DLP values for a head tomography reported by the manufacturers of the CT scanners, using a CT dose profiler probe, a head phantom and a piranha electrometer.

International Symposium on Solid State Dosimetry Leon,  
Guanajuato (Mexico); 26-30 Sep 2015

8) Hosokawa S, Kawai N, Sato M, et al. Comparison of air kerma between C-arm CT and 64-multidetector-row CT using a phantom. Jpn J Radiol 2014; 32: 302-307

9) Nakae Y, Oda M, Minamoto T, Patient Dose Simulation in X-ray CT Using a Radiation Treatment-planning System Jap J Radiolog Technol 2003; 59: 935-943

10) Takase T, Kinouchi K, Take T, et al. A Characteristic of Angiographic Cone-beam CT Jap J Radiolog Technol 2009; 65: 755-764.

11) Tsuruta W, Matsumaru Y, Hamada Y, . Analysis of closed-cell intracranial stent characteristics using cone-beam computed tomography with contrast material. Neuro Med Chir (Tokyo) 2013; 53: 403-408.

12) Imazeki M, Kawasaki K, Hasegawa R, Evaluation of Patients' Radiation Exposure in Neuroendovascular Therapy -Estimated dose by questionnaire investigation- JNET 2014; 8: 305-312,

< 図表の説明 >

Table 1) コーンビーム CT 各撮影プロトコール

Figure 1) CTDI 測定用アクリル円柱ファントムの全景 : a 吸収線量測定ポイントの名称 : b

Table 2) コーンビーム CT の撮影プロトコール比較に用いた各収集条件

Table 3) コーンビーム CT の管電圧比較に用いた各収集条件

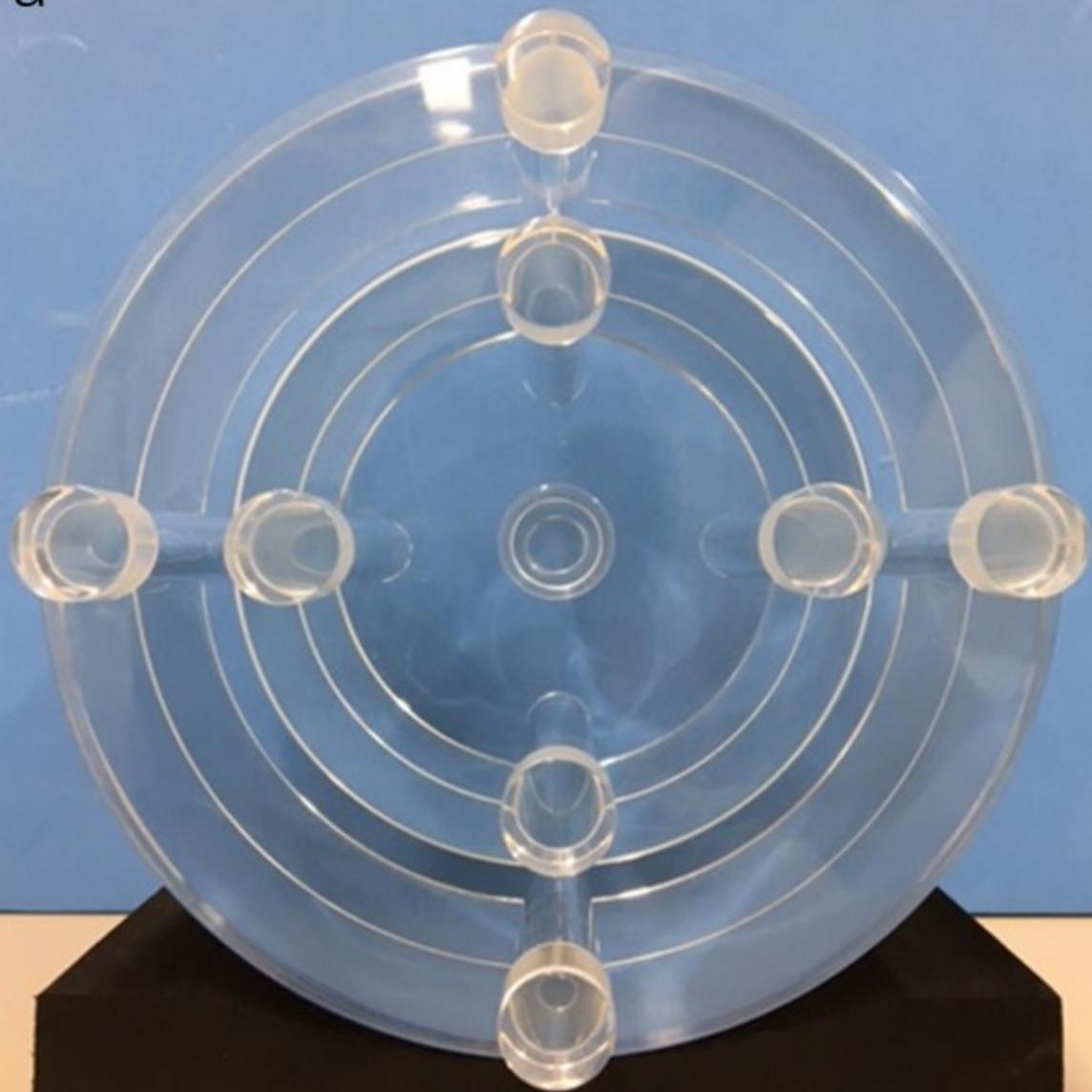
Table 4) ADCT と MIDDLE モード CBCT における、CTDI ファントム各ポイントの平均線量 [mGy] ± SD

Table 5) コーンビーム CT の撮影プロトコール変化に対する線量測定結果 (平均値 [mGy] ± SD)

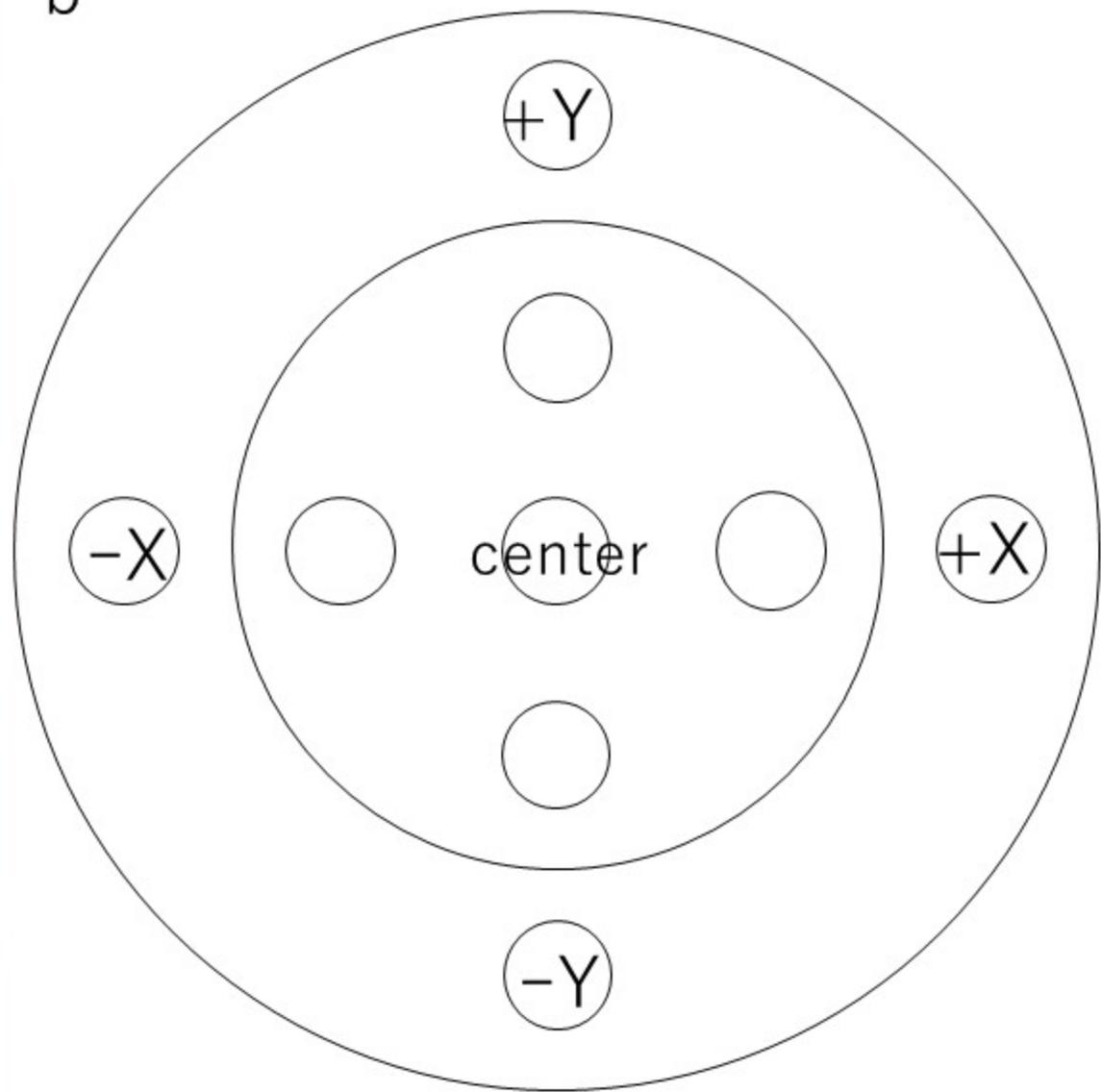
Table 6) コーンビーム CT の管電圧変化に対する線量測定結果 (平均値 [mGy] ± SD)

Figure 2) CBCT ならびに ADCT 各装置の回転軌道 a:CBCT  
b:ADCT

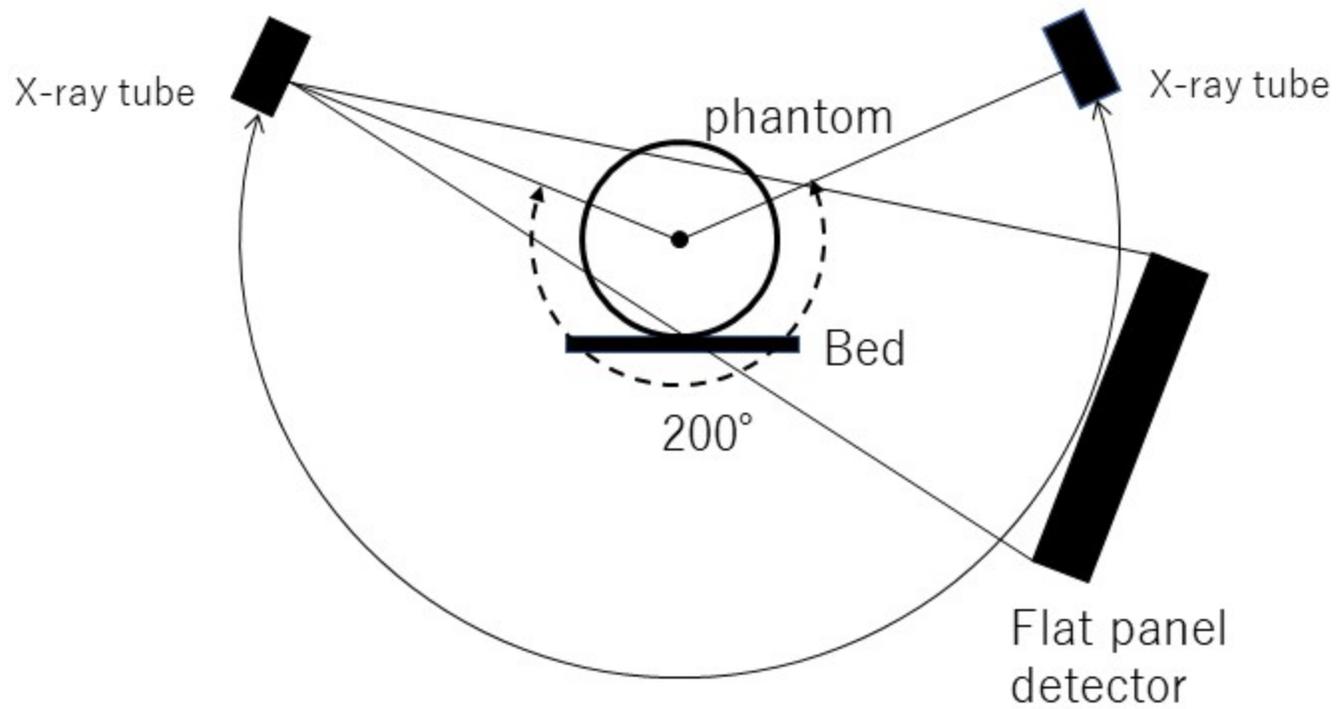
a



b

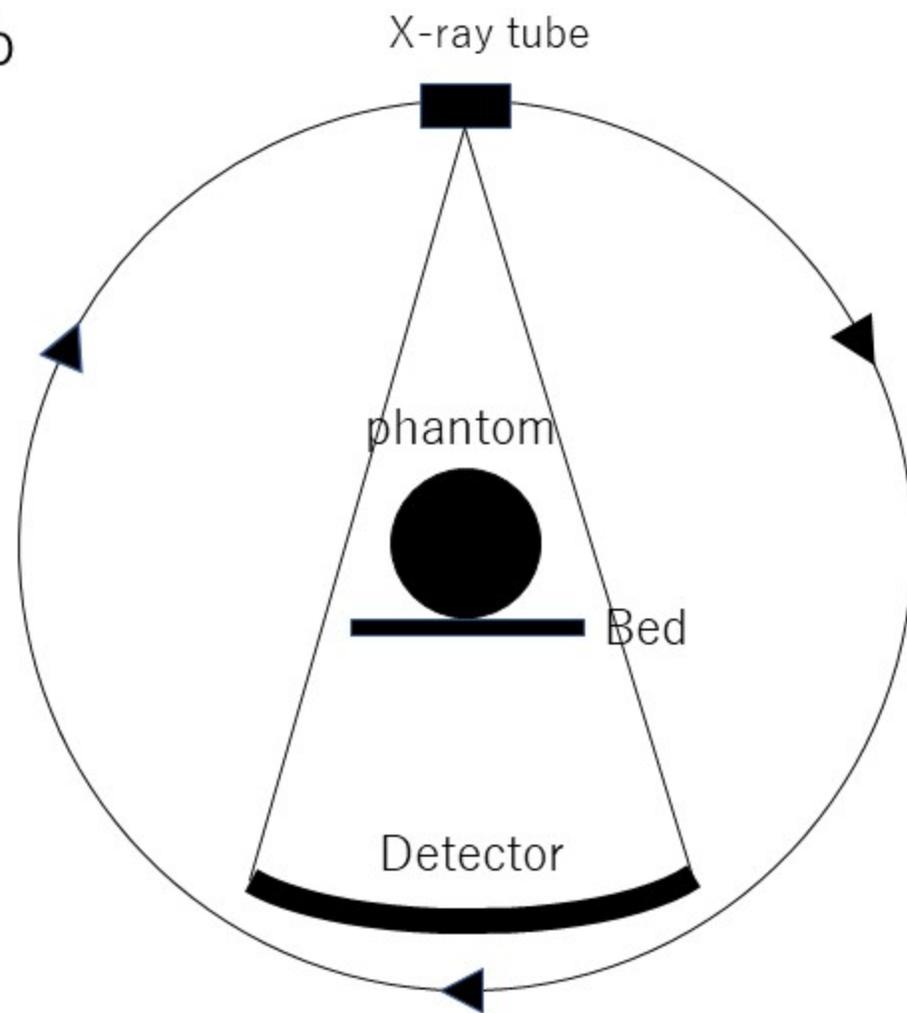


a



Cone-Beam CT

b



Area Detector CT

Table 1 : コーンビームCT 撮影プロトコール

Mode	回転時間 [sec]	撮影時間 [sec]	回転速度 [ ° /sec]	フレーム枚数 [枚]	回転範囲	撮影範囲	SID [cm]	マトリックス数	ビット数 [bits]
FAST	10	約8	25	約250	RAO120 ° ~ LAO120 °	RAO100 ° ~ LAO100 °	110	1024 <sup>2</sup>	12
MIDDLE	15	約15	15	約400	RAO112 ° ~ LAO112 °	RAO100 ° ~ LAO100 °	110	1024 <sup>2</sup>	12
HIGH	20	約20	10	約600	RAO108 ° ~ LAO108 °	RAO100 ° ~ LAO100 °	110	1024 <sup>2</sup>	12

SID : Source Image receptor Distance

Table 2 : コーンビームCTの撮影プロトコール比較に用いた各収集条件

(管電圧 110kV固定 設定AEC DOSE 77.4nC/kg)

		HIGH 20秒撮影モード					MIDDLE 15秒撮影モード						
測定ポイント		中心	+X	-X	+Y	-Y	平均	中心	+X	-X	+Y	-Y	平均
管電圧 [kV]		110						110					
管電流 [mA]		250						250					
パルス幅 [ms]	平均	3.96	3.90	4.04	4.08	3.92	3.98	4.24	4.24	4.14	4.12	4.30	4.21
	(最大値-最小値)	(4.1-3.8)	(4.0-3.7)	(4.2-3.9)	(4.3-3.9)	(4.0-3.8)		(4.4-3.9)	(4.4-4.0)	(4.3-4.0)	(4.3-3.9)	(4.4-4.2)	
Airkerma [mGy]	平均	128.71	128.18	131.05	133.10	127.56	129.72	91.54	91.75	90.99	89.66	93.14	91.42
	(最大値-最小値)	(132.72-124.64)	(132.09-122.18)	(136.21-127.30)	(140.05-127.30)	(129.92-124.12)		(94.44-85.88)	(95.04-86.67)	(93.51-87.66)	(93.49-85.53)	(95.13-91.03)	

		FAST 10秒撮影モード					
測定ポイント		中心	+X	-X	+Y	-Y	平均
管電圧 [kV]		110					
管電流 [mA]		125					
パルス幅 [ms]	平均	7.88	7.92	7.90	7.66	7.72	7.82
	(最大値-最小値)	(8.1-7.7)	(8.1-7.7)	(8.1-7.8)	(7.8-7.5)	(7.9-7.5)	
Airkerma [mGy]	平均	51.40	50.81	50.98	50.13	50.23	50.71
	(最大値-最小値)	(52.63-50.34)	(52.09-50.07)	(52.45-50.16)	(50.76-48.90)	(51.61-48.56)	

AEC DOSE : Automatic exposure control dose

Table 3 : コーンビームCTの管電圧比較に用いた各収集条件

(設定AEC DOSE 77.4nC/kg)

		管電圧 80[kV]					管電圧 90[kV]						
測定ポイント		中心	+X	-X	+Y	-Y	平均	中心	+X	-X	+Y	-Y	平均
管電流 [mA]		500						400					
パルス幅 [ms]	平均	6.00	5.86	5.74	5.86	5.76	5.844	4.44	4.48	4.42	4.28	4.40	4.404
	(最大値-最小値)	(6.2-5.8)	(6.2-5.7)	(5.8-5.7)	(6.0-5.7)	(6.0-5.6)		(4.7-4.3)	(4.7-4.3)	(4.7-4.3)	(4.4-4.2)	(4.5-4.3)	
Airkerma [mGy]	平均	146.61	144.30	141.59	145.15	142.57	144.044	113.65	115.57	113.62	110.47	112.15	113.092
	(最大値-最小値)	(151.38-141.47)	(151.06-141.02)	(142.79-140.82)	(147.55-141.94)	(148.24-139.08)		(118.49-110.51)	(120.67-111.47)	(118.98-110.98)	(112.66-108.72)	(113.94-110.42)	

		管電圧 100[kV]					管電圧 110[kV]						
測定ポイント		中心	+X	-X	+Y	-Y	平均	中心	+X	-X	+Y	-Y	平均
管電流 [mA]		320						250					
パルス幅 [ms]	平均	3.88	3.90	3.90	3.80	3.88	3.872	4.24	4.24	4.14	4.12	4.30	4.208
	(最大値-最小値)	(4.0-3.8)	(4.0-3.8)	(4.1-3.8)	(3.9-3.7)	(4.0-3.8)		(4.4-3.9)	(4.4-4.0)	(4.3-4.0)	(4.3-3.9)	(4.4-4.2)	
Airkerma [mGy]	平均	96.37	97.24	97.06	94.97	95.58	96.244	91.54	91.75	90.99	89.66	93.14	91.416
	(最大値-最小値)	(100.2-93.63)	(99.90-94.88)	(101.01-95.12)	(96.98-92.97)	(96.48-94.99)		(94.44-85.88)	(95.04-86.67)	(93.51-87.66)	(93.49-85.53)	(95.13-91.03)	

AEC DOSE : Automatic exposure control dose

Table 4 : ADCTとMIDDLEモードCBCTにおける、CTDIファントム各ポイントの平均線量[mGy]±SD

	CBCT	ADCT	p-value
center	48.00±1.876	61.72±0.129	0.0079
+X	64.56±2.222	65.33±1.244	0.873
-X	63.16±1.619	66.70±1.127	0.0079
+Y	24.33±0.862	72.85±0.895	0.0079
-Y	94.41±1.956	56.41±0.393	0.0079
計測全ポイント	58.89±25.618	64.60±6.090	

Table 5 : コーンビームCTの撮影プロトコール変化に対する各ポイントでの線量測定結果 (平均値[mGy]±SD)

	HIGHモード	MIDDLEモード	FASTモード
中心	66.14±1.694	48.00±1.876	26.91±0.385
+X	89.49±2.871	64.56±2.222	35.61±0.549
-X	89.36±2.400	63.16±1.619	36.07±0.588
+Y	34.88±1.296	24.33±0.862	13.99±0.206
-Y	129.28±2.637	94.41±1.956	50.28±1.164
全ポイント平均	81.83±34.703	58.89±25.618	32.57±13.345

Table 6 : コーンビームCTの管電圧変化に対する線量測定結果 (平均値 [mGy] ± SD)

	80 [kV]	90 [kV]	100 [kV]	110 [kV]
中心	65.71±1.796	54.88±1.677	48.95±1.448	48.00±1.876
+X	96.35±2.916	79.48±2.461	68.30±1.743	64.56±2.222
- X	93.54±0.664	77.16±2.417	67.25±1.761	63.16±1.619
+ Y	34.67±0.498	28.07±0.433	25.28±0.317	24.33±0.886
- Y	136.88±3.340	111.14±1.607	96.52±0.912	94.41±1.956
全ポイント平均	85.43±38.037	70.14±30.906	61.26±26.338	58.89±25.618