ノート

X線CT装置の吸収線量測定
—各機種間におけるCTDIの比較検討—山本賢二・安藤 隆¹⁾・赤沢 宏論文受付
2001年6月20日論文受理
2001年12月12日

Code No. 251

豊科赤十字病院放射線科
1) 信州大学病院中央放射線部

緒言

computed tomography (CT) 装置は性能の向上が著しく、X線管の大容量化や検出器の性能の向上等でさまざまなCT装置が販売されている。また自動露出機構(AEC)による画質の標準化で被曝低減を可能にするCT装置やX線管側の付加フィルタの改良による低被曝撮影が可能なCT装置もある。さらに現在ではマルチスライスCT装置が普及し始めている。その結果、CT装置の高性能化による上腹部領域で造影剤を使用して多時相にわたってのスキャンを行う検査の増加や、短時間でのスキャン範囲の広範化が実施されている。

また、高精密な画像を得るため撮影条件を上げての

CT検査が多く、そして胸部に於けるCT検診等でCT検査人数が増加している。さらに複数のCT装置を有する施設も少なくない。総じて放射線検査に占める高線量なCT検査が増加し、医療被曝でのCT検査の寄与する割合が増大している。それゆえ英国内の調査では医療被曝の40%がCT検査で与えられているという報告¹⁾がある。

現在、国内の研究においては西澤がCT受診者の実効線量評価²⁾を報告しており、米国の研究において小児のCT検査時の放射線被曝に対する警告³⁾が発せられるなど、CT装置の吸収線量に関心が高まっている。international atomic energy agency (IAEA) ではCT検査のガイダンスレベル⁴⁾が設定されている (Table 1) が、

Absorbed Dose in CT: Comparison by CT Dose Index

KENJI YAMAMOTO, TAKASHI ANDOU, ¹⁾ and HIROSHI AKAZAWA

Department of Radiology, Toyoshina Red Cross Hospital

1) Department of Radiology, Shinshu University Hospital

Received June 20, 2001; Revision accepted Dec. 12, 2002; Code No. 251

Summary

Few reports have discussed the absorbed dose on CT units with increased scanning capacity even with the current widespread adoption of multi-slice CT units. To compare and investigate the dose indexes among CT units, we measured the absorbed dose on CT units operating in Nagano Prefecture Japan. The measurements showed proportionality between phantom absorbed dose and the exposed mAs values in conventional scanning operation. Further, the measurements showed that the absorbed dose in the center of the phantom differed by about 2.1-fold between the highest and lowest levels on individual CT units. Within a single company, multi-slice CT units of the same company gave absorbed doses of about 1.3 to 1.5 times those of conventional single-slice CT units under the same exposed conditions of conventional scanning. When the scanning pitch was reduced in helical scanning, the absorbed dose at the center of the phantom increased.

Key words: Absorbed dose, computed tomography dose index (CTDI), helical scanning computed tomography dose index (HTDI), dose length product (DLP)

別刷資料請求先: 〒399-8292 長野県南安曇郡豊科町大字豊科5685
豊科赤十字病院 放射線科 山本賢二 宛

Table 1 IAEA guidance level for computed tomography.

Dose guidance levels for computed tomography for a typical adult patient	
Examination	Multiple scan average dose ^a
Head	50
Lumbar spine	35
Abdomen	25

^a Derived from measurements on the axis of rotation in water equivalent phantoms, 15 cm in length and 16 cm (head) and 30 cm (lumbar spine and abdomen) in diameter.

CT検査のリスクを測る上で個々のCT装置の吸収線量データを製品資料で提示している装置はごく一部であり、医療現場での各CT装置において同一撮影条件下の吸収線量の比較を行った報告^{5, 6)}は少ない。そこで今回われわれはCT装置の機種間における線量指数を比較検討するため、長野県下の各社CT装置の吸収線量測定を行ったので報告する。協力していただいた施設のCT装置にCTファントムと測定機器を持ち込み、1995. 12. 23～2000. 11. 29の期間で測定を行った。

1. 方 法

測定対象CT装置：

GE横河メディカルシステム株式会社製

Light Speed QX/i, HiSpeed Advantage

東芝メディカル株式会社製

Asteion multi detector, Aquilion single detector,

Xvigor, Xforce

シーメンス旭メディテック株式会社製

SOMATOM PLUS 4

株式会社日立メディコ製

CT-W3000

メディテック株式会社製

PICKER PQ 5000

株式会社島津制作所製

Sfida

測定機器：

PTW社

NOMEX X線出力アナライザ

CTチェンバ用アクリルファントムCT-660-7型

PTW社

77336型CTチェンバ

以上の測定機器の国内販売代理店は株式会社東洋メディックである。

測定方法：アクリル32cmφファントムとCT用ペンシル型電離チェンバを用い、CT装置のガントリ内のアイソセンタに32cmφアクリルファントムの中心が同一となるようCT寝台上にCTのマットを外して設置

Fig. 1 Geometry (front view).

Fig. 2 Geometry (lateral view), helical scanning only. The CT chamber was fixed with a CT gantry only in the Toshiba Asteion. In other units, the CT chamber was fixed on the CT cradle.

した (Fig. 1, 2).

PTW社77336型CTチェンバの容積は4.73cm²で有効電離長は150mmであり、またエネルギー特性⁷⁾をFig. 3に示す。アクリルファントムは32cmφの中心と外周ファントム周囲1cm内側にチェンバを挿入する穴が開いており、今回はファントム中心とファントム上部、下部、左右部にチェンバを挿入した。大気補正を行い、120kV 1.0sec 10mmslice幅一定で管電流(mA)のみ変化し、コンベンショナルスキャンを行った。そしてファントム中心吸収線量とファントム周囲のポイントを各社CT装置ごとに3回測定し、X線に対する空気吸収線量変換係数(=0.87[cGy/R])に得られた測定値の平均値から吸収線量computed tomography dose index(以下、CTDI)を求めた。また撮影条件一定でスライス厚のみ変化して測定しCTDIを求めた。マルチスライスCTでは、シングルスキャンで得られる断層数 n と画像スライス厚

Fig. 3 PTW 77336 CT chamber energy dependence.

T を一つの値として考慮し、おのおのの値は異なるが、 $n \times T$ の値は一定になり、シングルスキャンCTにおけるCTDIと同様に測定を行った⁸⁾。

さらにヘリカルスキャンでファントム中心にCTチェンバを挿入し、120kV 200mAs 10mmslice幅、寝台移動距離10cmでのファントム中心線積分線量dose length product(以下、DLP)を測定した。なおマルチスライスCTで体軸方向の移動範囲の設定とスライス厚はシングルスライスCTと同一にできなかった。またマルチスライスCT装置におけるヘリカルスキャン時のpitchを変更したときのhelical scanning computed tomography dose index(以下、HTDI)⁹⁾を算出した。なお、Asteion multi detector CT装置はガントリ自走式のCT装置を使用し、このCT装置のみヘリカルスキャン時ガントリ内に発泡スチロールを置き、ファントム中心がガントリ内のアイソセンタと同一になるよう設置し、CT寝台の動きとは独立した。

CTDIの計算式を以下に記す。

$$CTDI_{150} = (1/nT) \int_{-75mm}^{75mm} D(z) dz$$

$D(z)$: シングルスキャンの線量プロファイル

T : スライス厚

n : 1回のシングルスキャンに生成する画像数

DLP(dose length product)の計算式を以下に記す。
conventional scan mode

$$DLP(conv) = CTDI_{150} \times T \times n$$

T : スライス厚

n : スキャン数

DLP(dose length product)の計算式を以下に記す。
helical scan mode

$$DLP(helical) = nCTDI_{150} \times C \times T \times t$$

$nCTDI_{150}$: 100mAs当たりの $CTDI_{150}$

C : 管電流の値

T : スライス厚

t : 任意の範囲についてスキャンを行った時の総スキャン時間

HTDIの計算式を以下に記す。

$$HTDI = (1/(X+T)) \cdot ID_{helical}(X)$$

T : スライス厚

X : スキャン範囲(ただし、 X は自然数)

$ID_{helical}(X)$: ヘリカルスキャンの積分線量

2. 結果

コンベンショナルスキャン同一撮影条件下でのファントム中心吸収線量、表面吸収線量測定値を表に示す。ただし、ファントム周囲吸収線量は測定結果において上部、下部、左右部で吸収線量の値に差が少ないため今回はファントム上部の周囲吸収線量測定値を示した(Table 2, 3)。

この表より120kV 1.0sec 10mmslice幅一定で管電流(mA)のみ変化して吸収線量値を解析すると、最小二乗法により算出した各CT装置の相関係数は0.9964～0.9999と非常に高く、管電流の増加に比例して吸収線量値の直線性が高い。測定値を120kV 200mAs 10mmslice一定の撮影条件下でのファントム中心吸収線量値を抽出し、グラフ化した(Fig. 4, 5)。

測定結果より、同一撮影条件下で装置間の吸収線量値が著しく異なる。各CT装置を比較するとファントム中心吸収線量は最も多いAsteion(multi detector)と最も少ないPQ 5000では約2.1倍近い線量比となった。またシングルスライスCTのXvigorと比較したマルチスライスCTのAsteion(multi detector)は約1.2倍ほど吸収線量値が多く測定された。測定した各CT装置をファントム中心とファントム周囲の吸収線量の比を比較すると、PQ 5000で最大約3倍近い線量比を認めた。また同一会社の検討では、コンベンショナルスキャン同一撮影条件下でマルチスライスCT装置は従来のシングルスライスCT装置と比較すると約1.3～1.5倍ほど吸収線量値が多く測定された。

一方、ヘリカルスキャンのシングルスライスCTでのファントム中心線積分線量値は、最も多いSfidaと少ないCT-W3000では約1.7倍近い線量比となり、マルチスライスCT装置とシングルスライスCT装置のヘリカルスキャンにおけるファントム吸収線量の比較におい

Table 2 CTDI: absorbed dose (center point), with CT tube current (mA) changing.

	Light Speed Qx/i	Asteion (multi)	Aquilion (single)	HiSpeed Advantage	SOMATOM PLUS4	X vigor	CT-W3000	PQ 5000	Sfida	X force
400 mA	26.615	35.785	24.05	17.52		29.68		17.52		
390 mA					21.71					
350 mA							14.79			
300 mA	20	27.12	18.09	13.11	16.61	21.68	13.03	12.72	21.14	16.56
250 mA										14.65
200 mA	12.83	18.11	12.35	8.673	11.04	14.68	8.7	8.576	14.07	11.61
150 mA										8.625
110 mA					6.07					
100 mA	6.498	9.23	6.093	4.347		7.143	4.29	4.306	7.156	5.664
60 mA									4.448	
50 mA	3.235	4.517	3.114	2.166	2.76	3.45	2.048	2.161		2.703
conventional scan 120 kV, 1.0 sec, 10 mmslice										(mGy)

Table 3 CTDI: absorbed dose (surface point), with CT tube current (mA) changing.

	Light Speed Qx/i	Asteion (multi)	Aquilion (single)	HiSpeed Advantage	SOMATOM PLUS4	X vigor	CT-W3000	PQ 5000	Sfida	X force
400 mA	49.6	80.166	42.61	30.08		53.09		57.43		
390 mA					40.75					
350 mA							29.25			
300 mA	36.98	59.91	32.98	22.68	31.46	40.3	25.09	43.71	46.576	26.34
250 mA										21.87
200 mA	23.73	38	23.02	14.9	20.92	25.68	16.66	27.41	31.456	17.37
150 mA										12.65
110 mA					11.4					
100 mA	11.93	17.71	10.7	7.449		17.08	8.199	12.79	15.943	8.322
60 mA									9.808	
50 mA	6.008	8.453	5.366	3.723	5.132	6.333	3.927	7.191		3.951
conventional scan 120 kV, 1.0 sec, 10 mmslice										(mGy)

Fig. 4 CTDI: absorbed dose (center point).

Fig. 5 CTDI: absorbed dose (surface point).

Fig. 6 DLP: dose length product (center point) in helical scanning. Multi-slice CT was done with several pitches.

て、同一撮影条件ではないが、120kV 200mAでスキャンして10cmのファントム中心線積分線量(dose length product)ではAsteion (multi detector) pitch 3.0に対しCT-W3000で約3.8倍の線量比が認められる (Fig. 6)。

次にヘリカルスキャン時のpitchを変更したときのマルチスライスCT装置におけるHTDIをグラフ化した。

マルチスライスCT装置のAsteionにおいてpitch 2.5～pitch 6.0と変化したときのファントム中心吸収線量HTDIを求めた (Fig. 7)。pitch 4.0以下のテーブル移動では構造的にoverlap scanとなり吸収線量の増加がみられる。管電流(mA)が同一のマルチスライスCT装置

Light Speed QX/iのHTDIはpitch 3HQ (High Quality) においてHi-Speed AdvantageのCTDIの約2倍となり、pitch 6HS (High Speed)で同程度となる (Fig. 8)。

また薄いスライス厚でのファントム中心の電離チェンバのCTDIをグラフに示す。同一会社・同タイプのCT装置のコンベンショナルスキャンにおいてLight Speed QX/iの2.5mm sliceはHiSpeed Advantage 3mm sliceより約1.7倍ほど吸収線量が大きく、またLight Speed QX/iの1.25mm sliceにおいてはHiSpeed Advantage 1mm sliceより約4.9倍ほど吸収線量が大きい (Fig. 9)。

Fig. 8 HTDI: GE Light Speed QX/i.
Absorbed dose (center point) was scanned with two pitches.

Fig. 7 HTDI: Toshiba Asteion.
Absorbed dose (center point) was scanned with several pitches.

Fig. 9 CTDI: absorbed dose (center point), with thin slice scanning.

3. 考 察

国内の研究ではCT検査における被曝線量の測定により撮影部位と撮影条件によって被曝線量が計算されているが¹⁰⁾、各CT装置のリファレンスの線量データが公開されていない現状では、各施設のCTによる被曝を考えると被検者が受ける線量は格差が大きい。またコンベンショナルスキャン同一撮影条件下ではマルチスライスCTはシングルCTより吸収線量値が減少していないことは測定結果より明らかである。ただし今

回のファントムを使用した吸収線量測定値はあくまで32cmアクリルファントム内に挿入している電離チェンバの空気吸収線量であり、実際の人体組織の被曝線量とは異なる。しかし各医療施設でさまざまな検査プロトコルにて施行されているCT撮影による被曝を推定¹¹⁾するためには、個々のCT装置の吸収線量測定値が重要である。

今後、CT装置の設計思想は様々ではあるが、CT装置の撮影条件に対してのファントム吸収線量値の勧告

を作成し、CT装置の吸収線量値の均一化を計るべきであると考え。さらにCT検査の撮影条件の適切な記載と照射録の長期保存は個々の患者被曝の計算のため必要である。またマルチスライスCTはpitchとスライス厚、撮影条件を多様に設定できうるため、被曝線量の推定に係わる因子が多く、検出器の多列化にともないマルチスライスCTの画質と被曝線量の検討¹²⁾は今後の課題である。

4. 結 論

CT装置の吸収線量測定を行った結果、撮影mAs値に比例してファントム吸収線量値が測定された。またコンベンショナルスキャン同一撮影条件下で、各CT装置のファントム中心吸収線量値は最も多いCT装置と少ない装置では約2.1倍の線量比を認めた。コンベンショナルスキャン同一撮影条件下において同一会社・同タイプで比較すると、マルチスライスCT装置は従来のシングルスライスCT装置より約1.3～1.5倍ほど吸収線量値が多く測定された。さらにヘリカルス

キャンにおいてpitchを小さくすると、よりファントム中心吸収線量値が増加した。IAEAのガイダンスレベルでは頭部、腰椎、腹部の線量拘束値のみ設定しているが、測定結果より現在のマルチスライスCTによる造影検査時の多時相の検査においては容易にファントム吸収線量はガイダンスレベルを超えてしまう。よって吸収線量と画像との関係を十分に考慮し、被曝低減を計るべきである。

謝 辞

今回のCT装置の測定に際してご多忙中にもかかわらず、装置を使用させて頂いた各施設の技師の方々、また測定に際しご協力をいただいた株式会社東洋メディック 黒田武弘、北村崇史氏に対し紙面をお借りして感謝いたします。

なお、本研究の要旨は日本放射線技術学会第45回関東部会研究発表大会(2001年2月 宇都宮)において発表した。

参考文献

- 1) Shrimpton PC and Edyvean S : CT scanner dosimetry. Br J Radiol. 71, 1-3, (1998).
- 2) 西澤かなえ : CT受診者の実効線量評価. 日放技学誌, 51(5), 636-639, (1994).
- 3) Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al.: Estimated risk of radiation induced fatal cancer from pediatric CT. AJR Am J Roentgenol. 176, 289-296, (2001).
- 4) International atomic energy agency, vienna: Safety series no.115 International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, 279-284, (1996).
- 5) 村松禎久, 三塩宏二, 松田幸弘, 他 : 最近のX線CT装置の動向X線発生方式による被曝線量と低コントラスト分解能との関係. 日放技学誌, 50(1), 20-27, (1994).
- 6) 林 圭吾, 福田 修, 石田有治, 越智茂博, 他 : 千葉県下における螺旋状CTスキャンの現状(被曝線量について). 第52回総会学術大会一般研究発表抄録, 日放技学誌, 52(9), 1052, (1996).
- 7) PTW-FREIBURG: Ionization Chamber type 77336(Catalog)
- 8) McCollough CH and Zink FE: Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys, 26(11), 2223-2230, (1999).
- 9) 村松禎久, 花井耕造, 勝田昭一, 他 : 螺旋状スキャンCTにおける線量指数(HTDI: helical scanning computed tomography dose index)の新しい概念と測定. 日放技学誌, 53(11), 1657-1664, (1997).
- 10) 香川医科大学医学部付属病院放射線部 : 医療被曝説明マニュアル(for medical staff)初版. pp. 22, 27, (1996).
- 11) Hidajat N, Mäurer J, Shróder R-J, et al.: Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT: The Br J Radiol. 72, 556-561, (1999).
- 12) 片倉俊彦, 本田清子, 清野真也, 他 : マルチスライスCTの被曝について. 映像情報(M), 32(2), 73-77, (2000).

図表の説明

- Fig. 1 測定状況の正面。
 Fig. 2 測定状況の側面, asteionのみヘリカルスキャン時ガントリに発泡スチロールを台座にして固定する。
 Fig. 3 PTW社 77336型CTチェンバのエネルギー特性。
 Fig. 4 同一撮影条件時のファントム中心吸収線量(CTDI)。
 Fig. 5 同一撮影条件時のファントム表面吸収線量(CTDI)。
 Fig. 6 同一撮影条件時のファントム中心線積分線量(DLP), マルチスライスCTはpitchを変化して測定。
 Fig. 7 asteion, ヘリカル撮影のファントム中心吸収線量(HTDI), pitchを変化して測定。
 Fig. 8 Light Speed QX/i ヘリカル撮影のファントム中心吸収線量(HTDI), pitchを変化して測定。
 Fig. 9 薄いスライスでの同一撮影条件時のファントム中心吸収線量(CTDI)。

Table 1 IAEAのCT撮影におけるガイダンスレベル。

Table 2 管電流(mA)のみ変化させた時のファントム中心吸収線量(CTDI)。

Table 3 管電流(mA)のみ変化させた時のファントム表面吸収線量(CTDI)。