原著

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

村松禎久・花井耕造・勝田昭一・藤田智之

国立がんセンター中央病院放射線診断部

論文受付

1996年7月26日

論文受理

1997年6月16日

Code No.251

1. はじめに

X線CT(以下, CT)における線量評価は二つの立場から行われねばならず, 混同してはならないと報告¹⁾されている。その立場とは, 一つはCT検査に伴う患者被曝線量の評価であり, もう一方はCT装置の性能評価・管理のための線量評価である。ここでは, 後者の立場から線量評価法を議論する。

CT装置の性能評価・管理において, 線量評価は特に重要な項目である。従来(以下, コンベンショナル)スキャンにおける線量評価^{2~4)}は, computed tomography dose index(以下, CTDI)またはmultiple scan average

dose(以下, MSAD)により行われてきた。ここでCTDIとは, シングルスキャンの体軸(以下, Z軸)上の線量プロフィールの積分値(以下, 線積分線量)を, 設定スライス厚(以下, スライス厚)とシングルスキャンにより生成される画像数で除したものと定義³⁾されている(式(1))。言い替えれば, シングルスキャンにおいて1枚の画像を得るのに必要な線量をスライス厚で補正した値を意味する。積分する範囲は, スライスの中心からZ軸上-7Tから7Tである。測定システムとしては, 円柱のアクリルファントムとペンシル型電離箱線量計との組み合わせが使用^{4~7)}されている。また,

New Concept and Procedure for Helical CT Dose Index

YOSHIHISA MURAMATSU・KOUZOU HANAI・SYOICHI KATSUTA and YASUYUKI FUJITA

Department of Radiology, National Cancer Center Hospital

Received Jul.26,1996; Revision accepted Jun.16,1997; Code No.251

Summary

Standard dose evaluation methods have not yet been developed for helical scanning in x-ray computed tomography. This report describes a new concept in dose evaluation, the helical computed tomography dose index (HTDI). The center of a cylindrical phantom, separated from the patient couch, is set as the rotational center. A pencil-type ionization chamber is inserted into the phantom, and the integral dose is evaluated for a change in the scanning range. Measurement is performed at the center of the phantom and 1 cm inward from the surface of the phantom. The integral dose is substituted into an arithmetic expression to calculate the HTDI. The obtained HTDI is directly comparable to the computed tomography dose index (CTDI) obtained using a conventional dose evaluation system, and can therefore serve as a dose index specific to helical scanning.

Key words: Computed tomography(X-CT), Helical scan, Dose evaluation, CT dose index(CTDI), Helical scanning CT dose index(HTDI)

任意のテーブル移動間隔(以下, テーブル間隔)でコンベンショナルスキャンを行ったときのその場の平均線量は, スキャン数の増加とともに飽和するが, この飽和したときの線量をMSADと定義²⁾している. MSADは, CTDIに対し式(2)の関係にある.

$$CTDI = (1/nT) \int_{-7T}^{7T} D(z) dz \quad \cdots \cdots \cdots (1)$$

$$MSAD = (T/I) \cdot CTDI \quad \cdots \cdots \cdots (2)$$

$D(z)$: シングルスキャンの線量プロフィール

T : スライス厚

I : テーブル間隔

n : 1回のシングルスキャンに生成される画像

一方, 螺旋状(以下, ヘリカル)スキャンにおける線量評価法については, コンベンショナルスキャンとは明らかにスキャン方式が異なるにもかかわらず, 現在までに規格化されていない.

本報告では, 積分線量を元に算出する, ヘリカルスキャンCTにおける線量指数(helical scanning CT dose index: HTDI)の新しい概念とその測定について述べる.

なお, 積分線量とは, 任意のスキャン設定範囲(以下, スキャン範囲)についてスキャンを行ったときのZ軸上の線量プロフィールの積分値と規定する. また, スキャン範囲 x における積分線量 $ID(x)$ より算出したコンベンショナルスキャンCTの線量指数をCTDI(x), 同様にヘリカルスキャンCTの線量指数をHTDI(x)と表示する.

2. 方法

2-1 使用機器

使用機器を下記に示す.

・CT専用線量測定システム

トモラドシステム(CAPINTEC)

線量計 : 192X

チェンバ : PC-4P(1.2cm ϕ ×10cm, 3ml)

ファントム : PP-8T(16cm ϕ ×15cm)

・X線CT装置

TCT-900S Super Helix(株式会社東芝製)

2-2 積分線量の測定

Fig.1は, 積分線量測定における幾何学的配置図を示したものである. 発砲スチロールを利用し, ファントムを患者テーブルと完全に独立させて回転中心に固定

し, スキャン範囲2~14cmについて, コンベンショナルスキャンおよびヘリカルスキャンを行う.

スキャン条件を下記に示す. 測定点は, ファントムの中心および表面から1cm内側(以下, 表面)とし, 表面については, 0, 90, 180, 270度の位置での4点の平均を測定値とする. また, 使用したCT装置は任意の管球角度からX線が発生するため, 目視でスキャン開始角度を0度となるように測定を行った.

なお, ヘリカルスキャンにおいてスキャン速度当たりのテーブル移動速度, つまり1回転(360度)当たりのテーブル移動距離をスライス厚で除したものをピッチ^{8,9)}と呼び, 下記のように規定する. また, 各測定値は, X線の実効エネルギー70keVにおけるアクリルの吸収線量変換係数[#]を乗じて積分線量とする.

・スキャン条件

コンベンショナルスキャン

120kV, 200mA, スキャン時間: 1s

スライス厚 : 0.5, 1cm

テーブル間隔 : 0.5, 1cm

ヘリカルスキャン

120kV, 200mA, スキャン速度: 1s/rot.

スライス厚 : 0.5, 1cm

テーブル移動速度(以下, テーブル速度):

0.5, 0.75, 1, 1.5, 2cm/s

・ピッチと積分線量

ピッチ = テーブル移動距離/360度/スライス厚

$ID(x) = f \cdot R(x)$

ID : 積分線量 [cGy · cm]

x : スキャン範囲 [cm] (ただし, x は自然数)

f : 実効エネルギー70keVにおけるアクリルの吸収線量変換係数 (= 0.78 [cGy/R])

R : 測定値(線量計の読み値) [R · cm]

2-3 HTDIの算出

2-2で測定される各スキャン範囲における積分線量より, 下記の算出式に従ってCTDI(x)およびHTDI(x)を算出する.

・コンベンショナルスキャン

$$CTDI(x) = (1/n(x+T)) \cdot ID_{conv.}(x) \quad \cdots \cdots \cdots (3)$$

・ヘリカルスキャン

$$HTDI(x) = (1/(x+T)) \cdot ID_{helical}(x) \quad \cdots \cdots \cdots (4)$$

注釈#: 現在, CT装置の実効エネルギーは公表されていない. また, ファントム中の実効エネルギーも不詳である. そこで, 本論文では文献⁶⁾より実効エネルギー70keVにおけるアクリル吸収線量変換係数で変換した. 今後, CTにおける実効エネルギー測定法の確立により係数が変化しても換算は可能である.

$ID_{conv.}$: コンベンショナルスキャンの積分線量 [$cGy \cdot cm$]

$ID_{helical}$: ヘリカルスキャンの積分線量 [$cGy \cdot cm$]

3. 結果

3-1 スキャン範囲に対する積分線量

Fig.2は、ファントムの中心における積分線量について、コンベンショナルスキャンおよびヘリカルスキャンのピッチを変化させたものである。図中、横軸はスキャン範囲、縦軸は1回転あたり100mAs^{##}

Fig. 1 Geometrical arrangement for integral dose measurement. The phantom should be separated from the patient couch using styrofoam.

Fig. 2 Integral dose at the center of the phantom. Integral dose is expressed per 100 mAs. Here, 'mA' shows the x-ray tube current, and 's' shows the scanning time per 360° rotation.

[Remarks]

Tube voltage : 120 kV

T : Slice thickness 1 cm

Interval : Couchtop sliding interval (cm) in conventional scanning.

Pitch : Couchtop sliding distance per 360° rotation divided by the nominal slice thickness in helical scanning.

注釈 ## : mAsは、1回転当たりのX線出力を表す。つまり、mAはX線管電流、sは全スキャンの総スキャン時間でなく、1回転当たりのスキャン時間である。

でスキャンしたとき(以下, 100mAs当たり)の積分線量に換算し表示した. スライス厚は, 1cmである.

両スキャンとも, スキャン範囲の増加とともに積分線量は規則的に増加した. コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ1.0の比較では, スキャン範囲約5cmを境に逆転しコンベンショナルスキャンの方が高い線量を示した. また, ファントムの表面における積分線量についても同様の結果を得た.

3-2 HTDI(x)とCTDI(x)の関係

Fig.3は, Fig.2よりファントム中心において100mAsあたりに換算したHTDI(x)およびCTDI(x)を算出したものである. Fig.4は同様にファントム表面について算出したものである. 図中, 横軸はスキャン範囲, 左の縦軸は各線量指数を絶対値で表示したもの, 右の縦軸はCTDIを1として正規化し, 相対的に表示したものである.

CTDI(x)はスキャン範囲の変化に対して一定の値をとるが, HTDI(x)は規則的な変化とともに徐々に小さな値を取りながら飽和する傾向を示した. また, コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ

1.0での比較では, ファントム中心ではスキャン範囲約5cm, 表面では約3.5cmで同じ値を示した.

Tableは, Fig.3, 4からスキャン範囲14cmにおけるHTDIとCTDIの関係を相対的に示したものである. コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ1.0での比較では, 中心で約10%, 表面で約15%程度の線量低下を示した. また, ヘリカルスキャンのピッチとHTDIは反比例の関係を示した.

Fig.5は, スライス厚0.5, 1cmについて, ファントム中心における100mAsあたりに換算したHTDI(x)とCTDI(x)を比較したものである. 図中の横軸, 縦軸の表示形式は, Fig.3, 4と同様である. CTDI(x)ではスライス厚0.5cmが大きな値をとるが, HTDI(x)では逆に, テーブル速度に関係なくスライス厚1cmの方が大きな値を示した.

4. 考 察

4-1 積分線量の測定について

ヘリカルスキャンCTにおける線量指数(HTDI)は, 前述のように, 任意のスキャン範囲の積分線量をもとに算出するものである. まず, 積分線量の測定意義と方法について考察する.

著者らは過去の報告¹⁰⁾

において, コンベンショナルスキャンおよびヘリカルスキャンの被曝形態の比較から, コンベンショナルスキャンに対しヘリカルスキャンにおける新たな線量因子は, テーブル速度, 補間再構成に伴う線量増加および両スキャンのX線投入および遮断時(以下, X線スイッチング)の回数差の三つであることを示し, 熱ルミネセンス線量計(以下, TLD)を使用した測定法を提案している. また本使用CT装置では, 前述の三つの因子の他, コンベンショナルスキャンの体動補正ソフトによる線量増加が報告¹¹⁾されている.

ただし, 体動補正ソフトの影響はX線スイッチングごとに生じることから, 本論文ではX線スイ

Fig. 3 HTDI(x)s and CTDI(x)s at the center of the phantom. The dose index is obtained from the results shown in Fig.2 by using the formula.

[Remarks]

Tube voltage : 120 kV

T : Slice thickness 1 cm

The left vertical axis shows the absolute value of dose index per 100 mAs.

The right vertical axis shows the relative value after normalization of the CTDI to 1.

ッティングの回数差に含めて考えることにする。

これらに対し、ある同一スキャン範囲について両スキャンを行い、画像情報を得ることを仮定したとき、個々の線量因子の影響を評価することも必要であるが、スキャン全体としての線量、つまり積分線量から三つの線量因子を一元的に評価することが重要と考えられる。また測定器についても、測定値の直読が可能でかつ従来より使用されているペンシル型電離箱線量計の使用が望まれる。今回使用した線量測定システムは、NBS(National Bureau of Standard: 米国)とトレーサビリティの関係にあり、シングルスキャンによる測定値の繰り返し精度も変動係数CV=1.0%以下(測定回数10回)と良好である。

しかし、積分線量の測定に対して従来のように患者テーブルを用いてファントムを固定すると、スキャン開始とともにファントムが移動し、X線ビームがペンシル型電離箱の有効電離領域から外れ、結果的に線量測定システムの感度低下を招き、正確な測定は不可能と考えられる。

この問題点に対しわれわれは、Fig.1に示したように、患者テーブルとファントムを完全に独立して設置し、積分線量を測定する方法を考案した。つまり、X線発生および患者テーブルの制御は、スキャンプログラムに従い通常通り動作をするが、ファントムと挿入されたペンシル型電離箱は完全に固定された状態でスキャンが行われることになる。

なお、本測定法では患者テーブルのX線吸収が測定値に影響しないことになるが、性能評価・管理上は問題にならない。

Fig. 4 HTDI(x)s and CTDI(x)s at the phantom surface.

[Remarks]

Tube voltage 120 kV

T: Slice thickness 1cm

These are displayed in the same manner as in Fig.3.

ただし、発泡スチロールによるファントムの固定はX線吸収率も約1%と低くかつ簡易的であるが、今後は幾何学的配置の再現性を考慮し、本測定法専用の固定具の作製が必要であると考えられる。

Table Relationship between CTDIs and HTDIs in a scanning range of 14 cm.

[Remarks]

Slice thickness: 1cm

* Normalized to a CTDI value of 1.0

** Normalized to an HTDI value of 1.0

	Couchtop factor	Center	Surface +1cm	
		[cGy/100mAs]		
CTDI (14)	Interval 1.0 cm	1.50	1.00* (1.11)	1.00* (1.15)
HTDI (14)	Pitch 0.50	2.44	1.63 (1.81)	1.57 (1.81)
	0.75	1.68	1.12 (1.24)	1.08 (1.25)
	1.00	1.35	0.90 (1.00)**	0.87 (1.00)**
	1.50	0.93	0.62 (0.69)	0.59 (0.68)
	2.00	0.77	0.51 (0.57)	0.50 (0.57)

4-2 HTDIの定義と算出式について

測定された積分線量の値では、従来のCTDIおよびMSADとは直接比較することはできない。そこでわれわれは、新たにヘリカルスキャンCTにおけるHTDIを定義した。ここで、HTDIの算出過程について考察する。

はじめに、スライス厚 T とテーブル間隔 I が等しい場合(以下、 $T=I$)のコンベンショナルスキャンの積分線量とCTDIの関係を考える。スキャン範囲 x におけるコンベンショナルスキャンの積分線量 $ID(x)$ は、シングルスキャン時の線積分線量とスキャン数 $m(x)$ の積で式(5)として表される。また、スキャン数 $m(x)$ は式(6)、CTDIは前述のように式(1)となる。

$$ID_{conv.}(x) = m(x) \int_{-T/2}^{T/2} D(z) dz \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$m(x) = (x/T) + 1 \quad \dots\dots\dots (6)$$

$m(x)$: スキャン範囲 x において、 $T=I$ のときの
コンベンショナルスキャンのスキャン数

ここで式(1)、(5)、(6)をまとめると、スキャン範囲 x のときのCTDI(x)は、2-3の中で記述した式(3)として導出できる。また、CTDI(x)はFig.3~5に示されたようにスキャン範囲の変化に対し一定であり、

CTDIと等しい。

$$\begin{aligned} CTDI(x) &= (1/nTm(x)) \cdot ID_{conv.}(x) \\ &= (1/n(x+T)) \cdot ID_{conv.}(x) \quad \dots\dots\dots (3) \\ &= CTDI \end{aligned}$$

つぎに、スキャン範囲 x におけるヘリカルスキャンのHTDI(x)について考える。前述したように、CTDIはシングルスキャンの線積分線量を生成される画像数と設定スライス厚で補正したものであるもので、ヘリカルスキャンについても同様に考え、測定された積分線量からシングルスキャンの線積分線量にあたる線量を算出することを考える。すなわち、スキャン範囲 x におけるヘリカルスキャンの積分線量 $ID(x)$ は、ある線量 $H(x)$ とスキャン数 $m(x)$ の積と仮定する。また、算出されるHTDIがCTDIと直接比較を可能とするために、スキャン数を共通とする。つまりスキャン数 $m(x)$ は、スキャン範囲をスライス厚の間隔でコンベンショナルスキャンを行ったものとし、式(6)と同じとする。

$$ID_{helical}(x) = m(x) \cdot H(x) \quad \dots\dots\dots (7)$$

また、CTDI(x)に対応するHTDI(x)は $H(x)$ を用いて、

Fig. 5 HTDI(x)s and CTDI(x)s at the center of the phantom per 100 mAs: comparison between slice thicknesses of 0.5 cm and 1 cm

[Remarks]

Tube voltage : 120 kV

T : Slice thickness

These are displayed in the same manner as in Figs.3 and 4.

$$HTDI(x) = (1/T) \cdot H(x) \quad \dots\dots\dots (8)$$

となる。ここで式(6)(7)(8)をまとめると、スキャン範囲 x のときのHTDI(x)は、2-3の中で記述した式(4)として導出できる。

$$\begin{aligned} HTDI(x) &= (1/Tm(x)) \cdot ID_{helical}(x) \\ &= (1/(x+T)) \cdot ID_{helical}(x) \quad \dots\dots\dots (4) \end{aligned}$$

以上より、式(3)(4)からHTDI(x)は、スキャン範囲をパラメータとして、CTDIに対して直接比較が可能な線量指数と考えられる。

なお、本論文ではHTDI(x)、CTDI(x)および積分線量は、すべて100mAsあたりに換算した値で表示した。各部位における通常のスキャン条件で測定・表示する考え方もあるが、性能評価・管理上は100mAsあたりに換算した値で示したほうが理解し易く、今後他のCT装置との比較においても便利である。また今回は200mAsを設定したが、CT装置に対する実験上の負荷を考慮するならば、事前にCTDIとmAs値が正比例の関係⁷⁾にあることを確認した後、100mAsあるいはそれ以下のmAs値で測定を行い、必要に応じて換算すれば問題はないと考える。

4-3 HTDIの有用性について

実際に算出されたHTDIの結果よりその有用性について考察する。

性能評価上最も関心が持たれる、同一のスキャン範囲におけるT=Iのときのコンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ1.0との線量比較を考える。両スキャン条件下では4-1で述べた三つの線量因子のうち、補間再構成とX線スイッチングの二つの因子が影響する。たとえば、Fig.3に示されたスライス厚1cmにおける両スキャン条件下の線量指数がスキャン範囲約5cmを境に交差し逆転した現象は、スキャン範囲が狭いときは、ヘリカルスキャンの補間再構成による線量増加の影響が優位に作用することを示している。しかし、スキャン範囲が広くなるにつれて、両スキャンにおけるX線スイッチングの回数差による線量差が優位に作用し、その関係が逆転することを示すものとする。また、スライス厚0.5と1cmの比較では、スライス厚0.5cmの方がX線スイッチングの回数差の影響がより顕著に現われる。そのため、本使用CT装置において同一スキャン範囲をスライス厚0.5と1cmでスキャンを行ったとき、Fig.5に示すように、コンベンショナルではスライス厚1cmが、またヘリカルスキャンでは逆にスライス厚0.5cmの方が線量指数が小

さくなる。なお、本使用CT装置では180度および360度補間再構成法が選択できるが、HTDI(x)に変化はなかった。

では、实际的にT=Iのときのコンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ1.0の線量はどれくらい違うのか。スライス14層分の範囲つまりスライス厚1cmならばスキャン範囲14cmにおいて、片倉ら^{12,13)}は本使用CT装置における比較で、約15~20%程度ヘリカルスキャンの方が低い値となとしている。また、著者らの以前の検討でも約20%程度低い値になると報告¹⁰⁾した。今回の検討でもTableに示すように、コンベンショナルスキャンに対して約10~15%程度ヘリカルスキャンの方が線量が低く同様の傾向を示した。しかし、文献と今回の測定結果ではその線量差になぜ違いが見られたのか。この原因は、以下に述べるように測定方法の違いによると考える。Fig.6にスキャン範囲 x における両スキャン条件下でのZ軸上の線量プロフィールとTLDの配置との関係を模式図で示す。なお、この線量プロフィールは、従来のように患者テーブルでファントムを固定したときの中心軸上のものである。文献の中で、片倉らはTLDをZ軸方向に複数個、著者らはスキャン範囲の中心に1個のTLD素

Fig. 6 Typical dose profile and location of TLDs on the longitudinal (Z) axis at the center of the phantom. In the TLD method, dose is evaluated at the dosimeter position. In our method, on the other hand, the index dose is evaluated using a pencil-shaped ion chamber dosimeter.

[Remarks]

T : Slice thickness

I : Couchtop sliding interval (cm) in conventional scanning.

x : Scanning range

* Reference¹⁰⁾

** References^{12,13)}

子を配置する方法で測定したとしている。このため、測定値に対してX線のスイッチングの回数差は反映するものの、スキャン範囲が広がるにつれてヘリカルスキャンの開始および終了時に生じる補間再構成による線量増加分については反映されにくくなると考えられる。つまり、文献のTLDによる測定では、線量プロフィール上においてTLD素子が配置された位置の場の線量が測定されるのに対し、今回考案したペンシル型電離箱による測定では、線量プロフィール下の面積すなわち積分線量を測定しているからである。本論文は線量測定法の優劣を評価することが目的ではないが、両スキャンにおいて同一スキャン範囲の画像情報を得るときの線量比較つまりCT装置の性能評価という立場では、本測定法は非常に合理的であるといえる。

以上より、スキャン範囲をパラメータとし表示するHTDIは、ヘリカルスキャンの線量特性を的確に表現できる線量指数といえる。また、CTDIの規格を考慮し、Tableに示すようにスライス14層分の範囲のときのHTDIを代表値として測定すれば、簡易的に線量特性および臨床上の患者被曝の概略を知ることが可能である。

なお、 $T=I$ のときのコンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンのピッチ1.0の線量比較に対して今回使用したCT装置に限って文献を提示したのは、P.L. McGheeらの報告¹⁴⁾によればSOMATOM Plus(株式会社シーメンス旭メディテック製)においては両スキャン条件下のZ軸上の線量プロフィールに差異はなく、

従来のCTDIまたはMSADで評価が可能としているからである。HTDIによる線量評価の一般性を確認する意味においても、今後早急に機種間差について検討する必要があると考える。

5. おわりに

ヘリカルスキャンにおける新しい線量評価法を考案した。本法は、スキャン設定範囲をパラメータとして積分線量の測定を行い、ヘリカルスキャンCTの線量指数(helical scanning CT dose index: HTDI)を算出するものである。

本法の特長は、

1. 従来より汎用されている線量測定システムを応用
2. HTDIは、CTDIおよびMSADと直接比較が可能
3. ヘリカルスキャンに特有の線量因子を評価することが可能なことである。

今後は、他機種にて本評価法の一般性を確認するとともに、ヘリカルスキャンにおける線量評価規格として、各関連学会および協会に提案したい。

謝 辞

本研究に際し、終始実験協力をいただいた秋山典子氏(元国立がんセンター放射線診断部)に感謝します。

なお本研究は、厚生省新対がん10カ年総合研究事業の森山班(班長、森山紀之: 国立がんセンター東病院)より研究助成を受けたことを記します。

参考文献

- 1) 真野 勇, 金子昌生, 竹中栄一, 他: Computed Tomography装置の基礎的研究(第8報). 日本医放会誌, 39(5), 528-535, (1979).
- 2) Shope TB, Gagne RM and Johnson GC: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med.Phys., 8(4), 488-495, (1981).
- 3) FDA (Food and Drug Administration), § 1020.33 Computed Tomography(CT) equipment, 481-482, (1990).
- 4) Conway BJ, McCrohan JL, Antonsen RG, et al.: Average radiation dose in standard CT examinations of the head: Results of the 1990 NEXT Survey. Radiology, 184, 135-140, (1992).
- 5) 鈴木 革: X線CT装置の照射線量の簡単な測定法. 映像情報, 11(7), 486-488, (1979).
- 6) Standardized Method for Measuring Diagnostic X-ray Exposures, AAPM Report No.31, 15-19, (1990).
- 7) 村松禎久, 三塩宏二, 松田幸宏, 他: 最近の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), 21-27, (1994).
- 8) 花井耕造, 井原完有, 藤田智之, 他: ヘリカルCTにおける
- 9) Polacin A, Kalender WA and Marchal G: Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology, 185, 29-35, (1992).
- 10) 村松禎久: 螺旋状(ヘリカル)スキャンの被曝線量は、どのように測定すべきか—被曝形態からのアプローチ—. 日放技学誌, 51(5), 642-644, (1995).
- 11) 遊佐 烈, 片倉俊彦, 鈴木憲二, 他: ヘリカルスキャンCT被曝線量に関する一考察. 日放技学誌, 52(2), 125, (1996).
- 12) 木村和衛, 古賀佑彦: ヘリカルスキャンの基礎と臨床. pp.138-139, 医療科学社, 東京, (1993).
- 13) 佐藤孝則, 佐藤勝正, 青山正勝, 他: ヘリカルスキャンによる胸部CTの被曝低減. 日放技学誌, 47(8), 1213, (1991).
- 14) McGhee PL and Humphreys S: Radiation dose associated with spiral computed tomography. Can.Assoc.Radiol.J., 45, 124-129, (1994).