Rapid kV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討(1)—Monoenergetic Image の基礎的評価—
(松田・他)

テクニカルノート

Rapid kV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討(1)
—Monoenergetic Image の基礎的評価—

松田 幸広・増田 和浩・高橋 晃
諸 澄 邦彦・橋本 宏・*村上一夫

埼玉県立小児医療センター放射線部

*シーメンスメディカルシステムズ(株)

(論文受理 1988年1月29日)

(最終論文受理 1988年8月19日)

(Code No. 484.2)

Key words: Rapid kV Switching method, Monoenergetic Image, Beam hardening effect, Dual Energy Scan, Computed Tomography (CT)

EXAMINATION OF CT DUAL ENERGY SCAN BY THE RAPID KV
SWITCHING METHOD (1)
—BASIC EVALUATION OF MONOENERGETIC IMAGES—

YUKIHIRO MATSUDA, KAZUHIRO MASUDA, AKIRA TAKAHASHI
KUNIIHIKO MOROZUMI, HIROSHI HASHIMOTO and *KAZUO MURAKAMI

Department of Radiology, Saitama Children's Medical Center

*Siemens Medical Systems LTD.

(Article received ; Jan., 29, 1988)

Summary

As for Dual Energy Scan by the Rapid kV Switching method (RKS method), there is no influence of movement in comparison with the conventional 2-scan method.

Also, various processing of the high reliability that was not obtained when the post-reconstruction method is used, because it is using the pre-reconstruction method when dual processing is produced. There is a Monoenergetic Image (MEI) as one of those processings. It is one of the simulated images that is made by using a single X-ray spectrum. To improve the accuracy of the CT-value by the thing that it decreases beam-hardening effect can. Also, it consists of one means clarifying the constitution substance of a photographic subject. Thereupon, we carried out a basic evaluation, by using a phantom.

In each simulation energy (50-125 KeV), the noise (SD) fluctuated greatly. However, it became as much as the Single Scan Image in the 70 KeV neighborhood. Also, the elimination rate of the beam-hardening was about 80% in this field. CT-values for each energy agreed for the most part with the value that calculated it by using a style of Rutherford. Since it can estimate effective atomic number by using those, its MEI clinical usefulness is high.

1. 緒 論

CT を用いた Dual Energy Scan の研究は, Rutherford らにより CT 開発初期から行われてきたが^{1),2)}, 2 回スキャンの必要があり動きの影響を無視できなかった。またそれらの研究はすでに beamhardening effect の影響を受けた二つのイメージからの処理法 (post-reconstruction method) が主であったため信頼性に欠け開発が制限されてきた。そこでより正確なアプローチのために, Rapid kV Switching 法 (以下 RKS 法と略す) を用いて 1 回のスキャンで Dual データを収集するシステム³⁾が開発され, 2 回スキャン法に比べ動きの影響の少ない実用的なデータが得られるようになった。さらに RKS 法にて収集した生データを用いて処理を行うがこれを pre-reconstruction method と呼び, 従来の処理法に比べ信頼性の高い種々の処理が可能となった。それらを以下に示す⁴⁾。

- a) Single-kV Images
- b) Basis Material Density Images
- c) Monoenergetic Images
- d) Electron Density Images

a) は Dual データをそのまま分離することにより得られる Single Energy Scan (以下 SES と略す) イメージである。それ以外の処理は, 測定物質を二つの既知の基本物質 (カルシウム, 水) に等価なものとして置き換える方法 (以下 decomposition method⁵⁾ と略す) により得た密度データを用いて行われる。密度データを再構成して得られる b) の内, カルシウム密度イメージに関しては既に骨塩定量等に用いられており^{5),6)} 臨床的にも有用性が高いものと思われるが, 今回は pre-reconstruction 法の特徴を最も活かしていると思われる Monoenergetic Image (以下 MEI と略す) を通して RKS 法の精度を検討するとともに, MEI の基礎的評価をファントムを用いて行い, 有用性を検討したので報告する。

2. 使用装置

CT 装置: SOMATOM DR3 (SIEMENS 社製)

コンピュータ: PDP 11/14 (DEC 社製)

PC-9800 VX2

ファントム: CT 性能評価委員会・第二次勧告 (旭メディカル(株)製)

AAPM, TOS リニアリティーファントム

3. システムの概要および原理

3.1 RKS 法の概要

RKS 法は, 125 kV と 85 kV (実効エネルギーは 73 keV, 63 keV) のパルスを交互に高速でスイッチングすることにより, 1 回のスキャンで 2 種類の異なるエネルギーの生データを収集するシステムである。スキャン条件は 7 sec, 720 projection, 640 mAs と 14 sec, 1440 projection, 1280 mAs (パルス幅は 2 msec) の 2 条件であり, 各条件における 125 kV, 85 kV の projection 数はそれぞれ 360 および 720 となる。(Fig. 1 参照)

Fig. 1 Diagram of the RKS scan system.

Fig. 2 Block diagram of dual data processing.

3.2 Decomposition Method

RKS 法により得た 125 kV, 85 kV の混合された生データを用いて Fig. 2 に示すように各処理が行われるが, 前述したように Single-kV Image 以外の処理は decomposition method により変換された密度データを

Rapid kV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討(1)—Monoenergetic Image の基礎的評価— (松田・他)

もちいている。この手法について簡単に説明する。

光電効果、コンプトン効果が主となるエネルギー領域での質量吸収係数 (μ/ρ) は、二つの既知の基本物質 (以下 basis material と略す) の μ/ρ の和として表すことができる¹⁾。

$$(\mu/\rho)(E) = \alpha_1 \cdot (\mu/\rho)_1(E) + \alpha_2 \cdot (\mu/\rho)_2(E) \cdots \cdots ①$$

α_1, α_2 : basis material 1, 2 の組成比

CT で得られる線吸収係数 (μ) は、被写体を通ずる X 線束上でのそれぞれの位置における μ の積分値 ($\int \mu(r, E) ds$) として与えられ、①式を用いると次のようになる。

$$\int \mu(r, E) ds = (\mu/\rho)_1(E) \cdot \delta_1 + (\mu/\rho)_2(E) \cdot \delta_2 \cdots \cdots ②$$

$$\delta_i = \int \rho_i(r) ds \cdots \cdots ③$$

δ_i (g/cm^2) は basis material のそれぞれの X 線束上の各位置における密度 $\rho_i(r)$ (g/cm^3) の積分値として与えられ、これは吸収物質の物理的な密度を反映している。ここで二つの basis material 以外の物質はいずれかに等価なものとして置き換えられるとしてさらに二つの異なるエネルギーの X 線スペクトルを用いることで次の非線形な方程式が与えられる。

$$I_h = \{I_{oh}(E) \cdot \exp [-(\mu/\rho)_1(E) \cdot \delta_1 - (\mu/\rho)_2(E) \cdot \delta_2] dE \cdots \cdots ④$$

$$I_l = \{I_{ol}(E) \cdot \exp [-(\mu/\rho)_1(E) \cdot \delta_1 - (\mu/\rho)_2(E) \cdot \delta_2] dE \cdots \cdots ⑤$$

I_h, I_l : 透過後強度 (h : 125, l : 85 kV)

I_{oh}, I_{ol} : 透過前強度 (h : 125, l : 85 kV)

上式から透過前強度が解っていれば、二つのエネルギーの透過後強度 (I_h, I_l) から δ_1, δ_2 を求めることが可能である。実際の Dual 処理では ($I \rightarrow \delta$) 変換に際して式を用いて解を得ることはせず、テーブル参照方式を用いている。このテーブルは X 線スペクトルの実測値と吸収係数テーブル²⁾を用いて④⑤式から計算された (I, δ) の組み合わせからなり、実測透過データから密度データへの変換を行う。basis material としては人体に多く含まれるもので原子番号の差が大きい物質としてカルシウムと水を用いている。以上の decomposition method によって求められた $\delta_{Ca}, \delta_{H_2O}$ を再構成したものがカルシウム等価密度イメージおよび水等価密度イメージである。さらに密度データからある特定のエネルギー (E_0) における質量吸収係数 (μ/ρ) (E_0) を用いて②式より単一エネルギースペクトルでの μ が計算できる。この値を再構成することによって MEI が得られる。

4. 実験方法

4.1 基礎的評価

高圧スイッチング精度を検討するために、管電圧、管電流波形を高圧二次側にて測定し、125 kV, 85 kV の波形の歪、再現性等を検討した。また基礎的な画質評価として、20 cm 径の水ファントムを用いて MEI の各シミュレーションエネルギー (50~125 keV) における SD 値を測定した。さらに低コントラスト分解能を CT 性能評価委員会・第二次勧告 (zairon in zairon) ファントムを用いて測定した。

4.2 Beam Hardening Effect の除去精度

周囲が 1 cm 厚のテフロンで囲まれた 20 cm 径アクリルファントムを用いて、その均一性を測定し、SES と比較することで MEI における beam hardening effect 除去精度を推定した。均一性は、プロフィールカーブおよびアクリル部分センターとエッジの CT 値差のセンター CT 値に対する比から求めた。

4.3 MEI の CT 値精度

実効原子番号 (以下 Z_{eff} と略す) および電子密度 (以下 ρ_e と略す) が既知の材質を有するリニアリティーファントム (AAPM, TOS, 旭メディカル製) を用いて、MEI の各シミュレーションエネルギーでの CT 値を測定し、次に示す Rutherford の式³⁾を用いて各材質の Z_{eff}, ρ_e から計算した理論値との比較検討をおこなった。

$$\mu_i = f(E, Z_{eff}) \cdot \rho_e \\ = (20.64 \cdot E^{-3.28} \cdot Z_{eff}^{3.62} + \sigma_e(E) + 2.80 \cdot E^{-2.02} \cdot Z_{eff}^{1.86}) \cdot \rho_e \cdots \cdots ⑥$$

$\sigma_e(E)$: Klein-Nishina の式

5. 結果および考察

5.1 RKS 法における処理精度を左右する因子として考えられるのは、125 kV, 85 kV の電圧波形の再現性である。このシステムでは、85 kV の調整は 125 kV を基準として 40 kV の差で制御されるため、125 kV の管電圧波形再現性が問題となる。Fig. 3 に 7 sec スキャン時の初期、中期、後期のスイッチング波形を示したが、各時相での再現性は 125, 85 kV とともに良く、またその歪もみられない。管電流波形は、125, 85 kV のそれぞれケーブルチャージ部分において相違がみられるが、2 m sec のサンプリング時間内では両者とも再現性は良い。高圧出力は調整時多少の変動が考えられ、通常その都度水ファントムによる補正を行うことで CT 値の変動を補正している。しかし MEI においては処理上その補正が行われないため、出力の変動にともない CT 値が全体にシフトする。このため MEI では水ファントムを同時スキャンしこれ

Fig. 3 Oscillogram of the RKS-pulse high voltage and current at 85 and 125 kV. The lower data is kV pulse cycle that measured of each time at one scan. Scan parameters: 7 sec, 720 projections, 640 mAs, pulse width: 2 msec.

を補正する必要がある。

MEI のノイズは理論上 125 kV, 85 kV それぞれのデータを組み合わせて再構成したイメージのノイズと一致し、シュミレーションエネルギーにより変動すると考えられる⁹⁾。そのため MEI の臨床応用を左右する大きな因子となる。今回その評価方法として SD 値を用いたが、勧告ではコントラストスケール (以下 CS と略す) をそれに加味することになっている。しかしアクリルの CT 値が 50~100 keV で約 50 HU 変動する¹⁰⁾ ため CS も大きく変化し本来の CS での補正の意味をもたないため今回は SD 値を用いて評価を行った。その結果 MEI の各シュミレーションエネルギーにおける SD 値は予想されたように大きく変動し、65~70 keV で最低となり、これは両 kV 値の実効エネルギーの平均値 (68 keV) とほぼ一致する。(Fig. 4) またそのときの SD 値は SES のルーチン条件 (5.2 sec 450 mAs, 720 projection) と同程度となる。この結果は、低コントラスト分解能にも反映され、60~70 keV 以外の評価は非常に悪く、それを Table 1 に示す。これは MEI の臨床応用に際して考慮すべき結果と思われる。

5.2 MEI においては、decomposition method の段

Fig. 4 Noise (SD) for different monoenergetic energies in a 20 cm ϕ water phantom.

Table 1 Low contrast resolution for different Monoenergetic energies in a Zairon/Zairon phantom. (H: 3.0, M: 1.0, L: 0.5 contrast %)

Energy	14 sec (mm Φ)			7 sec (mm Φ)		
	H	M	L	H	M	L
(SES)						
125 kV	2	3	5	2	3	7
(MEI)						
50 keV	5	7	14	5	10	20
60 keV	3	3	10	3	5	7
70 keV	2	5	7	3	5	7
80 keV	2	10	14	5	10	14
90 keV	3	10	20	5	10	20
100 keV	5	10	20	7	14	20
110 keV	5	14	20	7	14	20

階で beamhardening effect を減少させることが期待できる。SES では通常 beamhardening の補正 (この機種では周囲がアクリルの 20 cm 径水ファントムを用いて作成した補正関数を使用) を行っているが周囲がテフロンファントムでは Fig. 5-a のように cupping 現象を起こす。SES イメージおよび MEI の各シュミレーションエネルギーにおけるセンターとエッジの CT 値比の測定結果を Table 2 に示した。100 keV 以上で MEI 処理上の誤差と思われる Capping 現象を生じているが、大きくは SES を 100% としたときの MEI の値はエネルギーの上

Rapid kV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討(1)—Monoenergetic Image の基礎的評価— (松田・他)

Fig. 5 Images of the teflon/acrylic phantom.
(a): 125 kV SES image
(b): 75 keV MEI

Table 2 Comparison of MEI with SES of beam-hardening effect by teflon/acrylic phantom.

Energy	Edge (A)		Center (B)		Ratio	
	HU	SD	HU	SD	(A-B)/B	%
(SES)						
125 kV	160.4	4.2	128.2	4.9	0.25	100.0
(MEI)						
50 keV	95.2	14.2	76.8	25.1	0.24	95.6
60 keV	111.2	5.0	100.8	9.9	0.10	41.0
70 keV	120.1	2.7	114.3	3.5	0.05	20.3
80 keV	125.5	5.2	122.9	5.5	0.02	8.0
90 keV	129.3	7.1	128.5	8.2	0.01	4.0
100 keV	131.4	8.6	131.9	10.4	-0.01	-4.0
110 keV	133.3	9.7	134.9	12.1	-0.01	-4.0
120 keV	134.2	10.5	136.9	13.4	-0.02	-8.0

昇とともに少なくなり、これは beamhardening effect の減少を意味する。この結果から臨床応用をするには、高いエネルギーのイメージを用いることが望ましいが、ノイズとのかねあいを考えねばならず、ノイズの少ない 65~70 keV では SES に比較して 80% の均一性改善 (beamhardening effect の減少) がみられた。そのイメージを Fig. 5-b に示す。beamhardening effect は今回実験したような均一性への影響と、もうひとつは後頭蓋スキャンで問題となるようなアーチファクトでの影響があり、これも同様の改善が頭蓋ファントムにて認められた。

5.3 ⑥式を用いて、各材質の Z_{eff} , ρ_e から計算した CT 値と MEI の実測値をそれぞれ 50~120 keV の間でプロットしたものを Fig. 6 に示す。このときの MEI の値は、前述したように水ファントムを用いて補正を行っ

Fig. 6 Comparison of measuring CT values by MEI and calculating from Rutherfords formula at each energy (50~120 keV).

た。この際補正值に各エネルギーで 3~5 HU の変動がみられた。水の μ は各エネルギーで変動するが、CT 値としては変動することはないはずで、これは MEI 処理上の誤差と考えられる。また MEI における再構成処理は、通常の SES の場合と同様で、再構成時の convolution 関数による MEI の CT 値変動が考えられ、今回の測定に際してはこの関数を Shepp & Logan に統一した。以上の事項を加味した上で計算値との比較を行った。各材質において計算値とほぼ一致した実測値が得られたが、こ

の中ではテフロン of 誤差が大きい。この原因には前述の beamhardening 除去精度が関与しており、低エネルギー部、高吸収材質の測定に関する MEI の CT 値精度は悪いと考えられる。今回は、実験に用いた材質の Z_{eff} が 5.4~8.4 の範囲であり、また二つの basis material の Z_{eff} 、水 (7.4)、カルシウム (20) から大きく離れた Z_{eff} の材質でないこともあり、70 keV のシュミレーションエネルギーにおいて誤差 2% 以内の精度が得られた。以上から人体の組成物質の範囲内でも MEI の処理精度が保たれると思われる。

ここで MEI の応用を考える上で、CT 値のエネルギーによる変動および吸収物質の物理的性質 (Z_{eff} , ρ_e) との関係を示す必要がある¹¹⁾。二つの異なる実効エネルギー E_1 , E_2 間での CT 値の変動 (ΔCT) は次式で表される。

$$CT = ((\mu_i(E) - \mu_w(E)) / \mu_w(E)) \cdot 1000 \cdots \cdots (7)$$

$$\Delta CT(E_1 - E_2) = (\mu_i(E_1) / \mu_w(E_1) - \mu_i(E_2) / \mu_w(E_2)) \cdot 1000 \cdots \cdots (8)$$

ここで⑥式を用いて⑧式をあらわすと

$$\Delta CT(E_1 - E_2) = (f(E_1, Z_i) / f(E_1, Z_w) - f(E_2, Z_i) / f(E_2, Z_w)) \cdot \rho_{\text{er}} \cdot 1000 \cdots \cdots (9)$$

ρ_{er} : 相対電子密度

上式から CT 値の変動傾向 (+ or -) は Z_{eff} より決定さ

れることが分かり、 ρ_{er} により変動の大きさが左右されることがわかる。Fig. 7 に $\rho_{\text{er}}=1$ のときのそれぞれの Z_{eff} における CT 値変動の計算値をプロットしたものを示したが、水の $Z_{\text{eff}}=7.4$ を境にして、 $Z_{\text{eff}} > 7.4$ の場合は (-), $Z_{\text{eff}} < 7.4$ では (+) の傾向を示し、 ρ_{er} が同程度ならば Z_{eff} により変動の大きさも決定される。今回実験に用いた材質ではテフロンが $Z_{\text{eff}}=8.4$ と水より大きく (-) 傾向で、それ以外は 5.5~6.5 と小さいため (+) 傾向を示すことが確認された。

5. ま と め

a) RKS 法の機械的再現性は、SES と同程度で、1 回スキャン法でデータを得るため動きの影響が従来の 2 回 scan 法に比べ少なく、実用性の高いシステムである。

b) MEI の臨床応用を行う上では、各シュミレーションエネルギーでノイズ (SD 値) が大きく変動するため、低コントラスト物質の測定では使用エネルギー領域が限られる。

c) beamhardening effect の改善が MEI にて認められ、ノイズの少ないエネルギー領域 (60~80 keV) では、60~90% の改善が行える。

d) MEI (70 keV) における CT 値精度は良く、Rutherford の式による計算値と 2% 以内の誤差で一致した。また MEI を用いて測定物質の実効原子番号も推定可能で、各エネルギーにおける CT 値から被写体構成物質の解析が期待できる^{11,12)}。

以上のように MEI は臨床的に寄与するところが大きいですが、decomposition に用いられる参照用テーブルおよび基礎データ等が非公開な部分も多く、今後それらの検討を行っていくことで更に臨床応用を進めてゆきたい。

謝 辞

本稿に対して御指導くださいました、埼玉県立がんセンターの伊藤進先生および当センター放射線部の副部長藤岡睦久先生、相原敏則先生に深く感謝いたします。

文 献

- 1) Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I: Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner. *Neuroradiology*, 11, 15-21, (1976).
- 2) Alvarez RE, Macovski A: Energy-selective reconstruction in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol*, 21(5), 733-744, (1976).

Fig. 7 CT values (HU) for different effective atomic numbers.

Z_{eff} : effective atomic number (4-10)

ρ_{er} : relative electron density ($\rho_{\text{er}}=1$)

Rapid kV Switching 法による CT Dual Energy Scan の検討(1)—Monoenergetic Image の基礎的評価—
(松田・他)

- 3) Klender WA, Perman WH, Vetter AJR, et al.: Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. phantom studies. *Phys Med*, **13**(3), 334-339, (1986).
- 4) 村上一夫: Dual エネルギースキャン使用説明書. シーメンスメディカルシステムズ, (1987).
- 5) Kalender WA, Klotz E, Suess C: An integral approach to vertebral bone analysis by X-ray computed tomography. *Radiology*, **164**, 419, (1987).
- 6) 増田和浩, 松田幸広, 橋本 宏, 他: Rapid KV Switching 法による Dual Energy Scan の検討 (III) 骨塩定量への応用. *日放技学誌*, **43**(8), 1096, (1987).
- 7) Storm E: *Nucl. Data Table*, **A7**, 565(1970).
- 8) Alvarez RE, Seppi E: A comparison of noise and dose in conventional and energy selective computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci*, **NS-26**, 2583-6, (1979).
- 9) 永井輝夫, 松本満臣, 伊藤 進: 全身の CT 診断学, 朝倉書店, 770-776, (1986).
- 10) 松田幸広, 増田和浩, 橋本 宏, 他: Rapid KV Switching 法による Dual Energy Scan の検討 (I). *日放技学誌*, **43**(4), 500, (1987).
- 11) 松田幸広, 増田和浩, 橋本 宏, 他: Rapid KV Switching 法による Dual Energy Scan の検討 (IV) monoenergy image による CT 値解析, *日放技学誌*, **43**(8), 1084, (1987).
- 12) Yang NC, Lechner DK, Hawkins WG: Effective atomic numbers for low-energy total photon interactions in human tissues. *Phys Med*, **14**(5), 759-766, (1987).