CT Scanner における被曝線量の低減—管電流・付加フィルタによる変化—(柏村・弓取・村上・藤田・伊藤・元田・大塚)

ノ ー ト

CT Scanner における被曝線量の低減 ——管電流・付加フィルタによる変化——

山口労災病院放射線科

柏 村 博・弓 取 鈴 江・村 上 容 子*
藤 田 敏 博・伊 藤 隆・元 田 正 輝

山口大学病院放射線部

大 塚 昭 義

(論文受理 1982年 9 月 6 日)

(最終論文受理 1984年 4 月 2 日)

(Code No. 114.5, 345, 314)

Key words: Patient dose, Image quality, Additional filter, Entropy, CT

REDUCTION OF PATIENT DOSE ON CT SCANNER —CHANGE BY mA AND ADDITIONAL FILTER—

HIROSHI KASHIWAMURA, SUZUE YUMITORI, YOKO MURAKAMI,*
TOSHIHIRO FUJITA, TAKASHI ITO, MASATERU MOTODA

Department of Radiology, Yamaguchi Rosai Hospital.

AKIYOSHI OHTSUKA

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital.

(Article received; Sep., 6, 1982)

Summary

Recently computed tomography (CT) scanners have become popular among hospitals, and they are in the process of changing from the first generation to the third or fourth generation.

Exposure has been increased due to an increase in the matrices by which to obtain better image quality.

We have researched how to decrease patient dose by changing X-ray tube current (mA) and adding additional filters and by combining these two methods with better quality due to less deterioration.

As a result of the experiment, we discovered that it was possible to decrease about 10% of patient dose with less deterioration in image quality by reducing mA up to 29 mA and by adding 1mm thick Al to 33 mA.

* 現在 退職

1. はじめに

Computed tomography (CT) 装置は、開発以来急速に普及し、当初の第1世代から第4世代へと変わりつつある。しかし現在では、まだ第3世代が主流をなしている。画像は、当初の160マトリックスから500マトリックス以上へと増加し、画質が大幅に改良されている。CTで最も利用価値の高いヘッドスキニングでは、コントラスト分解能を重視するため¹⁾必然的にスロースキャンとなり、眼部(特に水晶体)の被曝が無視できない。

そこで、われわれは被曝線量を低減するために、管電流と管電圧を変化させ、CT画像評価因子について基礎的検討をした。その結果、管電流をある程度下げても支障のないことが分かった。今までも、CTの被曝線量低減に関して2, 3の報告が^{2)~4)}ある。しかし、視覚的(主観的)かつ定量的(客観的)に評価したものは見当たらない。本実験では、管電流や付加フィルタによって、被曝線量をどの程度まで低減できるかを、エントロピー^{5)~9)}を用いて定量的に求め、あわせて視覚的にも評価した。

2. エントロピー理論^{10), 11)}

エントロピー理論については数多くの著書があるので、ここでは省略する。

今回使用するエントロピーは、

$$\text{Input} \rightarrow \boxed{\text{System}} \rightarrow \text{Output}$$

$$(X) \quad (Y)$$

入力エントロピーを $H(X)$ 、出力エントロピーを $H(Y)$ 、複合事象のエントロピーを $H(X, Y)$ とすると、伝達情報量 $T(X; Y) = H(X) + H(Y) - H(X, Y)$ (bit) 伝達効率 $H_X = [T(X; Y)/H(X)] \times 100(\%)$ である。

3. 実 験

3.1 使用装置

CT装置: EMI CT 5005 scanner

ファントム: water phantom 10 inch (EMI 社)

: performance phantom (nuclear association 社)

: head phantom

線量計: Kyokko TLD 1200

素子 MSO-S

: Radocon III, Probe 550-4

3.2 方 法

CT-5005の頭部の基本的な撮影条件は、120 kV, 33 mA, スロースキャン(72 sec.), 320 C(画像処理時間 80

sec.) 処理である。

本実験で使用した可変因子は、管電流(33 mA~25 mA)、付加フィルタアルミニウム(0.5 mm~2.0 mm)、銅(0.05 mm, 0.1 mm)およびこれらの組合せである。初期条件として、water phantom (EMI 社)のCT値が ± 1 以内にあるときは、wedge correctionをしなかった。付加フィルタおよび付加フィルタと管電流を組合せたときには、この条件がくずれるのでwedge correctionをした後、Performance phantomをスキャンした。CT値の接近したA) ナイロン(+46), B) ポリカーボネイト(+51), C) アクリル(+60)の3段階(等確率)を入力 $H(X)$ とし、プリントアウトしたCT値を出力 $H(Y)$ として、エントロピーを求めた。

4. 結果と考察

管電流を25 mAまで下げてもwedge correctionをする必要はなかった。このときの伝達効率(H_X)をFig. 1に示す。

図の@は、各ファントムの中心と周囲4点について、30回スキャンしたときの H_X の平均値を示している。5点間の値にはバラツキがあるが、平均値は27 mAから低下している。⑤は、各管電流で20回目のスキャンを取りあげA, B, Cの各中心部 15×15 (225個)のピクセル675個

Fig. 1. Comparison of the relative efficiency of transmission H_X obtained by changing mA for various pixels numbers.

CT Scanner における被曝線量の低減—管電流・付加フィルタによる変化—(柏村・弓取・村上・藤田・伊藤・元田・大塚)

のデータから求めた H_X を示す。29 mA まで徐々に低下し、27 mA, 25 mA では平行となった。㉓は、㉒での5点の値を積算(合計450個)した値から H_X を求めたもので、31 mA からゆっくり低下している。㉒に、performance phantom の A), B), C) の中心部で25のピクセルを取り、30回スキャン(各750個)し、合計2,250個のデータから求めた H_X を示す。31 mA までは変わらず、29 mA から低下している。

㉒は、CT 値の再現性を示し、㉓は一様性を示している。また、㉓、㉒は再現性と一様性を合わせたものを表わしている。データ数を増加させると、伝達効率は必然的に低下する。㉒、㉓、㉒を比較すると、33 mA から29 mA までは同じような低下傾向を示すが、それ以下では㉒の傾向が他と異なっている。一様性を見るため、20回目㉒のデータと21, 22, 23回目のデータから求めた H_X の平均値を Fig. 2 に示す。平均値は㉒と同傾向を示しており、27 mA まで低下し、25 mA ではやや増加している。

Fig. 3 は、付加フィルタを加えて EMI-water phantom をスキャンし、初期条件(平均値が ± 1 以内)内にあるかどうかを求めたものである。平均値が ± 1 以内に入るのは、1.0 mmAl までで、それ以上の厚さになると初期条件からずれてくる。したがって、各フィルタごとに wedge correction を行った。Fig. 4 は、Fig. 3 と同条件

Fig. 2. Comparison of the relative efficiency of transmission obtained by changing mA for transverse evaluation with 675 pixels.

Fig. 3. Mean, S.D. obtained by changing additional filters. (10 inch water phantom)

Fig. 4. Mean, S.D. obtained by changing additional filters. (performance phantom)

で performance phantom をスキャンして求めたものである。wedge correction の有無による相違は、平均値に良く表われており、標準偏差 (S.D.) でははっきりしない。Fig. 5 に各付加フィルタによる CT 値のバラツキを示す。このバラツキからエントロピーを求めたものを Fig. 6 に示す。付加フィルタが厚くなるにしたがって、

Fig. 5. Distribution of the CT values by changing additional filters in total 675 pixels at post wedge correction. (transverse evaluation)

Fig. 6. Relative efficiency of transmission obtained by additional filters. (post wedge correction)

H_x は徐々に低下している。

Fig. 1, Fig. 2 と Fig. 6 の 33 mA における伝達効率の値 (約 50% と 64%) が相違しているのは、実験中における管球の交換やスキャン位置のくるいなどによるものと考えている。Cu フィルタを入れると H_x の低下が大きいため、以後は Al フィルタのみで検討する。

つぎに管電流の変化と付加フィルタの組合せによる効果を考える。Fig. 7 は、water phantom を用いて、管電流と付加フィルタを組合せたときの平均値と SD を示し

Fig. 7. Relationship of mean, S.D. by changing mA and additional filter. (10 inch water phantom)

Fig. 8. Relationship of the relative efficiency of transmission by changing mA and additional filter.

ている。wedge correction を行っているため、平均値には差はない。しかし、SD は管電流、付加フィルタに

CT Scanner における被曝線量の低減 - 管電流・付加フィルタによる変化 (柏村・弓取・村上・藤田・伊藤・元田・大塚)

による影響が大きく、CT 値のバラツキが、管電流の減少と付加フィルタの増加にともなって大きくなっている。

Fig. 8 に管電流と付加フィルタの組合せによる H_X を示した。 H_X は、33 mA, no フィルタでは63%, 1 mmAl で61%, 2 mmAl では58% となり、no フィルタと比べて2 mm Al では5%程度の低減となる。29 mA では、61% (no フィルタ), 58%(1 mmAl), 55%(2 mmAl)となり約6%, 25 mA では、57% (no フィルタ), 54%(1 mmAl), 51% (2 mmAl) となり約6%の低減となる。各 mA とも2 mmAl の付加によって H_X が約6%低減する。33 mA の1 mmAl と29 mA のno フィルタ, 33 mA の2 mmAl と29 mA の1 mmAl の H_X がほぼ同じである。

管電流と付加フィルタの組合せによる被曝線量の低減を考えると、Fig. 1, Fig. 2, Fig. 6, Fig. 8 から管電流では29 mA まで、付加フィルタについては33 mA でAl 1 mm 程度が限度ではないかと考えられる。Fig. 9 に管電流と付加フィルタを組合せたときの被曝線量の低下割合を示す。33 mA Al 1 mm 付加では12%, 29 mA 付加なしでは13%程度の低減が可能である。

CT による被曝は、一般のX線撮影と異なり、皮膚面と内部とで線量があり変わらない。したがって、線量を少しでも低減することは、重要な意味を持つものと考ええる。Fig. 10 は、臨床応用として頭部ファントムをスキャンした像である。上段は、33 mA の場合で左からA) 付加フィルタなし、B) 1 mmAl, C) 2 mmAl 付加の

像である。1 mmAl ではほとんど変わらないが、2 mmAl になるとS・Dの増加によって粒状性が悪くなり、線量不足によって像のコントラストが低下している。下段は、D) 29 mA 1 mmAl, E) 25 mA 1 mmAl によるスキャン像である。33 mA で1 mmAl を付加してもほとんど変

Fig. 9. Relationship of exposure by changing mA and additional filter.

Fig. 10. Comparison of radiographs of head phantom obtained by changing mA and additional filter.

A: 33 mA, non-Al B: 33 mA, 1 mm Al C: 33 mA, 2 mm Al
D: 29 mA, 1 mm Al E: 25 mA, 1 mm Al

化ないが, 29 mA, 25 mA に 1 mmAl を付加すると, 線量低下によって像のコントラストが低下している. このように, 視覚的評価では, 管電流の減少とアルミニウム付加による線量の減少が比較的小さい間は, ほとんど変わらない. しかし, 線量が減少するにつれて, SD の増大による粒状性の悪化, 周辺部のアーチファクトと思われるコントラストの低下などが生じてくる. したがって, 被曝線量との画質を考えると, 画質を良くしようと思えば被曝線量が多くなり, 被曝線量を減少しようとするれば画質が悪くなる¹²⁾という Trade off の関係があり, ケースバイケースのテクニックが必要となってくる.

5. 結 論

エントロピー法を用いて, 被曝線量の低減(管電流, 付加フィルタによる)による CT 画像の影響について検討した. その結果, 管電流では 29 mA まで, 付加フィルタでは管電流 33 mA で 1 mmAl を付加しても, 画質的にはほとんど問題がない. これによって, 被曝線量を約 10%低減することが可能である.

本論文の一部は, 第36回・第37回日本放射線技術学会総会において発表した.

文 献

- 1) 鈴木昇一: 日放技学誌, **34**, 431-440, (1978).
- 2) 沢田武司, 藤井茂久, 鈴木昇一, 他: 日放技学誌, **33**, 135-140, (1977).
- 3) 田中貞人, 山下英昭, 藤川津義, 他: 日放技学誌, **34**, 40-44, (1978).
- 4) 小野 庸, 増田康治, 森本勝史, 他: 断層撮影会誌, **6**, 76-78, (1978).
- 5) 内田 勝, 山下一也, 稲津 博: 放射線技術者のための画像工学, 通商産業研究社, 東京, (1978).
- 6) 内田 勝, 稲津 博: 放射線像の評価, 日放技学誌, **34**, 576-584, (1979).
- 7) 内田 勝, 金森仁志, 稲津 博: 放射線画像工学(II), 通商産業研究社, 東京, (1980).
- 8) 内田 勝, 大塚昭義, 藤田広志: エントロピー解析法, 日放技学誌, **36**, 498-526, (1980).
- 9) Uchida S, Katsuragawa S and Sueyoshi T: Evaluation of Images for Computed Tomography Scanners by Entropy, Jpn. J. Appl. Phys., **19**, 2257-2261, (1980).
- 10) 小野 茂: 心理学における数学的方法, 培風館, 東京, (1976).
- 11) 小沢一雅: 情報理論の基礎, 国民科学社, (1980).
- 12) 東芝メディカルレビュー, Vol. 1, (1977).