

# CTにおける人体軟部組織等価ファントムを用いた適正管電圧の検討

## 要旨

人体軟部組織等価ファントムを用いて、異なる直径の水ファントムにおける各管電圧の画質を測定し、単純撮影における適正管電圧を検討した。直径 30, 20, 15 cm の水ファントム内に軟部組織等価ファントムを固定し、直径 30 cm のファントムは管電圧 110, 130kV で、直径 20 cm および 15 cm のファントムは管電圧 80, 110, 130 kV で、すべて同一CTDI<sub>vol</sub>となるように撮影した。ファントム画像から求めた NPS, MTF, コントラストよりコントラストを考慮した信号対雑音比 (SNRc) を求め、比較した。30 cm では管電圧によって SNRc は変化せず、20cm では、130, 110 kV が 80 kV より僅かに高い SNRc を示した。15 cm では、130 kV が 80 kV よりも約 20%高い SNRc を示した。30 と 20 cm 径では、線質による SNR の違いは認められず、15 cm 径では、80 kV において 20%の SNR 低下が認められ、小径における管電圧依存性が示唆された。

## I. 緒言

多くの病院で Computed tomography (CT) 装置を用いた胸腹部単純撮影は、体厚によらず約 120 kV で撮られている。低管電圧撮影の有用性に関する先行研究はあるが、造影コントラストを対象にしたものがほとんどで、単純撮影における軟部組織を考慮した画質評価はなされていない。そこで、人体軟部組織等価ファントムを用いて、異なる直径の水ファントムにおける各管電圧の画質を測定し、単純撮影における適正管電圧を検討する。

## II. 使用機器

- ・ X 線 CT 装置 : SIEMENS 社製 SOMATOM Emotion
- ・ 水ファントム (直径 15, 20, 30 cm)
- ・ グラニュー糖, 食塩 (人体軟部組織等価ファントム作成用)
- ・ 0.15 mm 径銅ワイヤファントム (解像特性測定用)

## III. 方法

### 1) 人体軟部組織等価ファントムの作成

水 1ml あたりグラニュー糖 176 mg, 食塩 13 mg を混合し、ロッドに詰め、人体軟部組織等価ファントムを作成した。作成したファントムを撮影し、CT 値変化が ICRU44 軟部組織と同等であることを確認した。砂糖・食塩混合溶液および ICRU44 軟部組織の CT 値変化を Fig. 1 に示す。

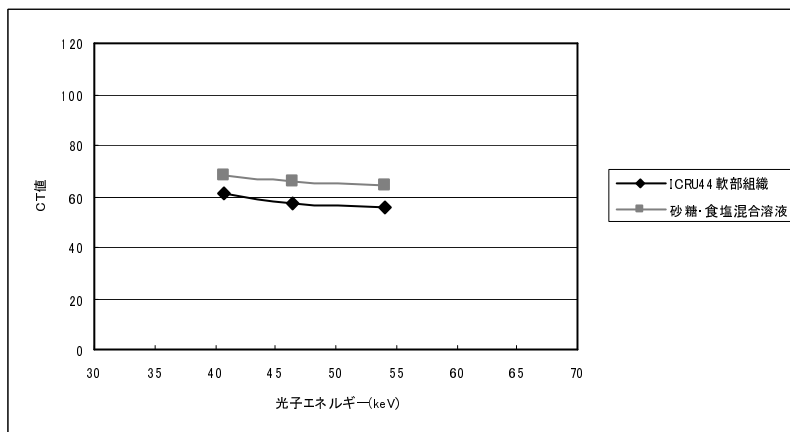


Fig. 1 砂糖・食塩混合溶液および ICRU44 軟部組織の CT 値変化

## 2) ファントムの撮影

各管電圧間の CT dose index (CTDI) が、ほぼ同一となるような条件で各径のファントムを撮影した。ここで、30 cm 径ファントムは腹部、20 cm 径ファントムは腹部と頭部の中間、15 cm 径ファントムは頭部の CTDI を使用した。なお、すべてのファントムにおいて Pitch = 0.8, スライス厚 3 mm, 再構成フィルタ関数 B35 の条件とした。Table. 1 に撮影条件を示した。

Table. 1 撮影条件

|         |            | 130 kV | 110 kV | 80 kV  |
|---------|------------|--------|--------|--------|
| 直径 30cm | mAs 値      | 80     | 125    |        |
|         | CTDI (mGy) | 10.01  | 9.99   |        |
| 直径 20cm | mAs 値      | 42     | 63     | 155    |
|         | CTDI (mGy) | 約 7.00 | 約 7.00 | 約 7.00 |
| 直径 15cm | mAs 値      | 20     | 31     | 78     |
|         | CTDI (mGy) | 2.52   | 2.51   | 2.49   |

## 3) コントラスト測定

人体軟部組織等価ファントムおよび隣接したバックグラウンドに region of interest (ROI) を設定し、14 スライスの平均 CT 値をそれぞれ算出した (Fig. 2) 。その後、求めた平均 CT 値を用い、下式からコントラスト C を算出した。

$$C = ROI_M - ROI_B \quad \dots (1)$$

ROI<sub>M</sub>: 人体軟部組織等価ファントムの平均 CT 値

ROI<sub>B</sub>: バックグラウンドの平均 CT 値

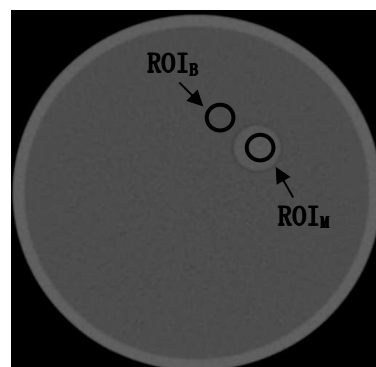


Fig2. コントラスト側定例

## 4) NPS 測定

ファントム画像の水部分中心の 256 × 256 pixel を用い、2 次元フーリエ変換を用いた radial-frequency 法にて NPS を求め、複数画像について平均した。測定方法とデータ処理は、日本放射線技術学会監修、「標準 X 線 CT 画像計測」に準拠した。

## 5) MTF 測定

ワイヤファントムを撮影し、ワイヤ法にて MTF を得た。なお、測定方法とデータ処理は、日本放射線技術学会監修、「標準 X 線 CT 画像計測」に準拠した。

## 6) SNR<sub>c</sub> の算出

下式よりコントラストを考慮した SNR<sub>c</sub> を算出した。

$$SNR(u) = \sqrt{\frac{C^2 \cdot MTF^2(u)}{NPS(u)}} \quad (u : \text{空間周波数}) \quad \dots (2)$$

#### IV. 結果

##### 1) コントラスト測定

Table 2 にコントラスト測定結果を示す. コントラストは管電圧が上昇するほど低下した.

##### 2) NPS 測定

Fig. 3 に NPS 測定結果を示した. 直径 30 cm および 20 cm では管電圧に依らず同等線量下でほぼ同等の値を示し, 直径 15 cm では同等線量下において 80 kV でやや高値を示した.

##### 3) SNR<sub>c</sub> 測定

Fig. 4 に SNR<sub>c</sub> 算出結果を示した. 直径 30 cm では管電圧に依らず同等線量下で等しい値を示し, 直径 20 cm では同等線量下において 80kV で僅かに低い値を示し, 直径 15 cm では同等線量下において 80 kV で低い値を示した.

Table.2 コントラストの測定結果

|         | 管電圧 (kV) | コントラスト |
|---------|----------|--------|
| 直径 30cm | 130      | 62.672 |
|         | 110      | 63.433 |
| 直径 20cm | 130      | 65.246 |
|         | 110      | 65.626 |
|         | 80       | 69.013 |
| 直径 15cm | 130      | 64.784 |
|         | 110      | 65.785 |
|         | 80       | 68.779 |

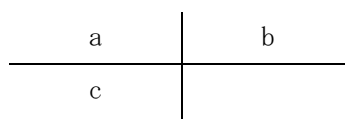
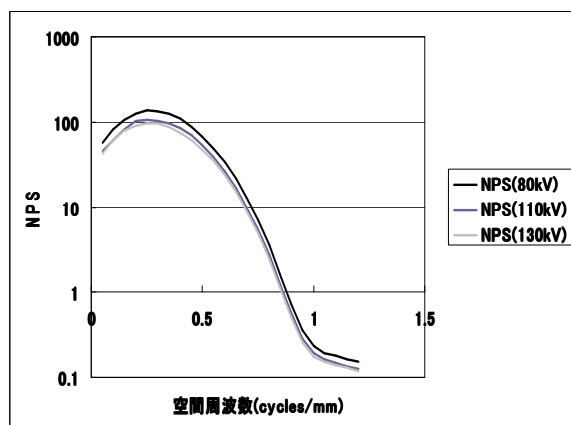
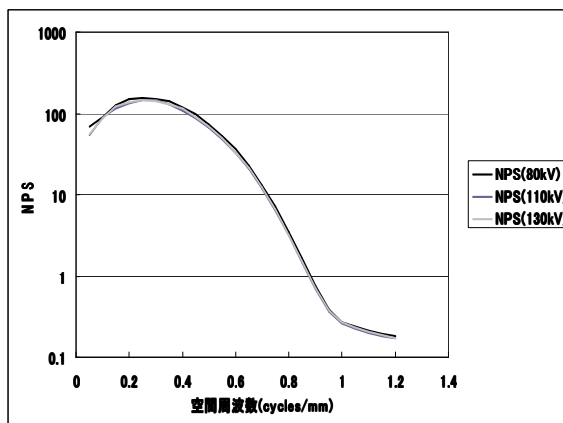
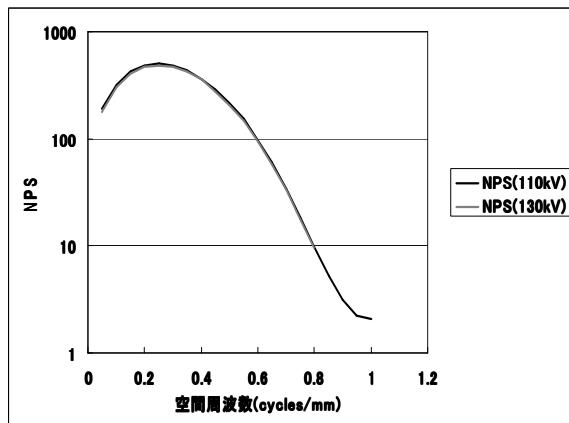


Fig.3 NPS の測定結果

(a) 直径 30cm

(b) 直径 20cm

(c) 直径 15cm

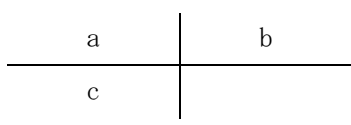
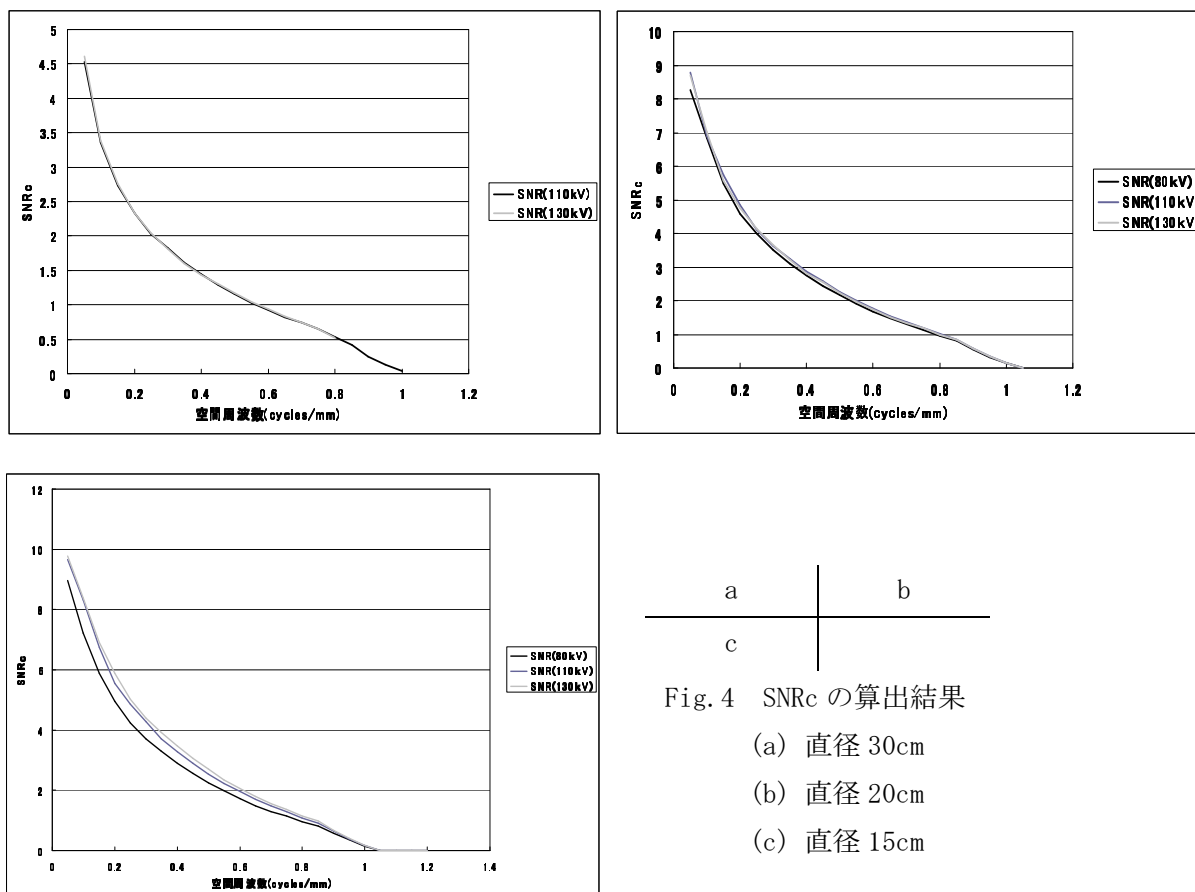


Fig.4 SNRc の算出結果  
 (a) 直径 30cm  
 (b) 直径 20cm  
 (c) 直径 15cm

**V. 考察**

どのファントムにおいても管電圧の低下に伴いコントラストの上昇が見られたが、130 kV と 80 kV の間で約 4 Hounsfield unit (HU) の差であり、これは実効エネルギー差 (13.2keV) に対応しており矛盾は無いといえる。SNR は、直径 30 cm および 20 cm ではほとんど差がなく、直径 15 cm では 80kV が 130kV に対して約 20%低い値を示した。15 cm 径は小児に対応すると考えられるため、小児の単純撮影に低管電圧を使用することには注意が必要であると考えられる。

**VI. 結語**

人体軟部組織等価ファントムによるコントラストを考慮した SNR を 30, 20, 及び 15 cm の径で検討した。その結果、30 と 20cm 径では、線質による SNR の違いは認められず、15cm 径では、80kV において 20%の SNR 低下が認められ、小径における管電圧依存性が示唆された。

**VII. 参考文献**

- 1] Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al, Preliminary Observations about Radiation Dose, Contrast Enhancement, Image Quality, and Noise, Radiology. 2005; 237(3): 945-51
- 2] Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. Radiology. 2004 233(2):515-22.
- 3] 市川勝弘, 原孝則, 丹羽伸次, 他: CT 画像におけるノイズパワースペクトル算出方法の比較評価, 医用画像情報学会雑誌 25(2), 29-34, 2008
- 4] 市川勝弘, 松村禎久, 標準 X 線 CT 画像計測, 2012, オーム社