原 著

CRT 観察系における低コントラスト物質の検出能 —CT 画像について—

橋 田 昌 弘・大 塚 昭 義・杜 下 淳 次

小 寺 吉 衛*・山 内 秀 一・上 田 克 彦

迎 英 紀・中 西 敬

山口大学医学部附属病院放射線部

*広島大学歯学部歯科放射線学教室

(論文受理 1989年10月24日)

(最終論文受理 1990年1月30日)

(Code No. 315, 4849, 4939)

Key words: Detectability, CRT, Computed Tomography, Alternative forced-choice, Threshold signal contrast

THE DETECTABILITY OF SIMULATED LOW-CONTRAST OBJECTS IN THE CT IMAGES ON A CRT

MASAHIRO HASHIDA, AKIYOSHI OHTSUKA, JUNJI MORISHITA

YOSHIE KODERA*, SHUICHI YAMAUCHI, KATSUHIKO UEDA

HIDEKI MUKAE and TAKASHI NAKANISHI

Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital

*Department of Oral Radiology, Hiroshima University School of Dentistry

(Article received. Oct. 24. 1989)

Summary

The detectability of simulated low-contrast objects in CT images on a CRT were investigated. The limits of the detection of a signal (i.e., a disease) were discussed in terms of CRT diagnosis. Assuming that the CT images were observed on a CRT exposed with an abdominal condition, this experiment was performed. The 16-alternative forced-choice (16-AFC) experiments was employed to study the dependence of the detectability of test objects regarding objects size ($0.25\sim 9\text{ cm}^2$), background noise level ($\text{RMS}=20.6, 10.3, 5.7$) and objects contrast ($-1\sim -16$ CT numbers). The CT images were displayed on a 735-line CRT (12-inch, interlaced, 256 gray levels). The results indicate that the detectability of low-contrast objects in the CT images on a CRT depends strongly on the background noise level and object size. When the RMS noise level was higher than 10 or the object size smaller than 1 cm^2 , the detectability decreased sharply. Through these results the limits of the

detection of a signal in terms of CRT diagnosis could be observed.

1. はじめに

現在、放射線診断領域では CT, DSA, CR, MRI など、多くのデジタル画像が利用されている。デジタル画像の出現とコンピュータの進歩によって、PACS の実用化が、より現実的なものとなりつつある¹⁾。PACS の実用化のためには、CRT による診断が必要不可欠となり^{1,2)}、CRT 診断の可否が、PACS の導入・活用を大きく左右する。また、CT, DSA 検査では、病変の存在が明らかでないときには、CRT 画面上でウィンドウ幅やレベルなどを調整し、病変の有無を確認している。つまり、CT や DSA 検査では、CRT の長所を生かしており、将来 PACS で予想される CRT 診断に近い状態にあると考える。

CRT 画像の画質の物理的な評価は、テレビ光学分野では規定されているが³⁾、医用画像については基準となる方法がないのが現状である。本学会では第24回画像部会(1988年)でメインテーマとなったり、研究報告⁴⁾などもあるが、なかなか困難な問題が多い。

CRT 画像の視覚心理的な評価に関しては、テストパターン⁵⁻⁷⁾や臨床写真^{2,7,8)}を使用したもの、あるいは、ROC 解析⁷⁻¹⁰⁾で評価した報告などがある。テストパターン(SMPTE パターンなど)を使用すると、簡便ではあるが、観察者の主観が入りやすい欠点がある。臨床写真を使用すると、試料の選択が難しく、解析方法にも注意を要する。ROC 解析では、バックグラウンドノイズに対して高コントラストの信号には適用が難しく、信号の大きさにも左右される。さらに、信号検出には、信号とバックグラウンドノイズとの関係が非常に重要であり、これについての報告はあまりみられない。

本論文では、CT に使用している CRT の検出能を測定し、バックグラウンドノイズ(画像内の CT 値のバラツキ)や信号(病変)の大きさとの関係を明らかにする。また、CRT 診断における病変検出の条件と限界を検討する。本実験では、CT 検査における腹部 CT 画像の観察を想定した。

2. 使用機器

CT 装置: SOMATOM DR3 (シーメンス)

CT 値: -1000 ~ +3000

CRT: CT 用モニター (シーメンス)

寸法 12 インチ

アスペクト比 3:4

走査線数 735 本

走査方法 インターレース (比 2:1)

蛍光体 P4

表示階調 256 階調

輝度計: LS-100 (ミノルタ)

CT 用水ファントム (直径 30 cm)

3. 方 法

3.1. ノイズイメージの作成

ノイズイメージは、CT で水ファントムをスキャンして作成した。スキャン条件は、管電圧を 125 kV、スライス厚を 8 mm とし、mAs 値とスキャン時間の組み合わせを 1) 100 mAs/1.4 Sec, 2) 350 mAs/4 Sec, 3) 1050 mAs/14 Sec の 3 種類とした。スキャン条件を変えた結果、試料イメージのノイズレベルは RMS = 1) 20.6 ± 0.14, 2) 10.3 ± 0.05, 3) 5.7 ± 0.03 (CT 値) となった。マトリックスは 512 × 512 を使用し、データ収集領域の直径は 294 mm (拡大率: Z = 1.8) とした。したがって、ピクセルサイズはスライス面上で約 0.58 mm となった。また、2) 125 kV, 350 mAs, 4 Sec, 8 mm スライス厚, Z = 1.8 は、本 CT での腹部ルチン検査でのスキャン条件である。1 スキャン条件(ノイズレベル)について、60 イメージの試料を作成、合計 180 イメージを用いた。

このノイズイメージ内に、ソフトウェアを用いて正方形の信号を発生させる。信号サイズを、一辺 2.97, 2.00, 0.97, 0.48 cm (スライス面上での大きさ) とし、ノイズレベルを変えずにコントラストを CT 値で -1 から -16 まで減算して、信号を作成した。コントラストの変化をマイナス、つまり low density area としたのは、肝臓内腫瘍の発見を想定したためである。

Fig. 1a に RMS = 20.6, 1b に RMS = 10.3, 1c に RMS = 5.7 のときの試料イメージの 1 例を示す。この例はマルチフォーマットカメラで撮像した写真である。実際の観察では、CRT の中央部の 16 ブロック以外は遮光し、イメージのみを観察させた。

3.2. 観察方法

検出能は、16 肢強制選択 (Alternative Forced-Choice: AFC) 法^{11,12)}を用いて測定した。16 肢としたのは、CRT の中央部を均等に分割して使用するためである。ウィンドウは中心 0, 幅 250, ルックアップテーブルはリニアとし、室内灯を消した状態で観察した。また、CRT の状態

Fig. 1 Test images used in 16-AFC experiments at three different background RMS noises and object positions. Each test image had a simulated square object superimposed on a uniform noisy background. Object size=0.97 cm, object contrast=-4 CT numbers, window level=0, window width=250.
 a: Background RMS noise and object position are 20.6 CT numbers and B3, respectively.
 b: Background RMS noise=10.3 CT numbers, object position=C2.
 c: Background RMS noise=5.7 CT numbers, object position=B2.

を一定にするため、観察前に16ステップのグレイスケールを輝度計で測定し、CRTの輝度とコントラストを調整した。観察者は技師4名(経験年数2~9年)で行い、観察時間は1イメージ30秒、観察距離は任意とした。また、実験前には十分な学習を行った。

4. 結 果

バックグラウンドノイズをRMS=20.6CT値としたときの結果をFig. 2に示す。信号サイズが2.97, 2.0, 0.97 cmのときにはほぼ同じ傾きであるが、0.48 cmでは傾きが小さく、信号を検出するためには高い信号コントラストが必要となった。また、信号サイズが大きくなると、同じ検出能を得るためには、低い信号コントラストでよいことがわかる。

Fig. 2 Relationship between detectability and signal contrast for a RMS=20.6 CT numbers noise level at four different object sizes. Negative signals were employed, that is, the densities at the signal were lower than those in the background.

RMS=10.3CT値のときの結果をFig. 3に示す。傾向はRMS=20.6CT値のときと同じであるが、同じ検出能を得るにはより低い信号コントラストで十分である。また、信号が2.97 cmと2.0 cmでは同じ検出能となった。RMS=10.3CT値のノイズレベルは、当院での腹部ルチンCT画像のバックグラウンドノイズに相当する。検出限界を50%検出能と仮定すると、ストラクチャードノイズ(structured noise)¹³⁾がないときには、2 cm以上の病変では2 CT値、1 cmでは3 CT値、0.5 cmでは6 CT値以上のコントラストがないと検出できないことがわかる。

RMS=5.7CT値のときの結果を、Fig. 4に示す。RMS=10.3CT値の結果とくらべて、信号が0.48 cmの

Fig. 3 Relationship between detectability and signal contrast for a RMS=10.3 CT numbers noise level at four different object sizes. This noise level is equal to the background noise level of the routine abdominal CT images in our hospital.

Fig. 4 Relationship between detectability and signal contrast for a RMS=5.7 CT numbers noise level at three different object sizes.

ときには低い信号コントラストで十分検出できるが、0.97 cm 以上になると同等となった。全体をみると、CRT 画像の検出能は、RMS 値が20.6CT 値から10.3CT 値になると大きく向上するが、10.3CT 値から5.7CT 値になってもあまり変わらないことがわかる。

5. 考 察

検出能とノイズレベルの関係を知るために、50%検出時の信号コントラストを Threshold Signal Contrast (T.S.C. と略す) と考え^{11,12)}、この値と RMS 値との関係を調べた (Fig. 5)。パラメータは信号サイズである。信号サイズが2.97 cm では、T.S.C. はあまり大きく変化しない。しかし、他の信号サイズでは、T.S.C. が RMS=10 までは、徐々に上がる程度であるが、これをすぎると急激に上昇する。また、上昇の割合は、信号サイズが小さ

Fig. 5 Relationship between threshold signal contrast and RMS noise for four different object sizes. The threshold signal contrasts are signal contrasts corresponding to 50% detectability.

いほど大きい。0.48 cm では、RMS 値が5 CT 値から10 CT 値になると T.S.C. はわずか1.2倍となるが、10CT 値から20CT 値になると2.2倍に急増する。つまり、CRT の検出能は、ノイズレベルが RMS=10CT 値程度まではほぼ一定であるが、これよりノイズレベルが高くなると急激に低下する。また、各ノイズレベルでも、信号サイズが1 cm² 程度までは T.S.C. はあまり変化しないが、これより信号サイズが小さくなると、T.S.C. が上昇し検出能は低下する。以上のことから、CRT の検出能は、バックグラウンドノイズと信号の大きさに大きく依存することが理解できる。

今回の実験では腹部 CT 検査を想定したため、信号コントラストを CT 値、信号サイズを CT 装置スライス面上とした。本 CT 装置は12bit で-1000から+3000CT 値、ルックアップテーブルはリニア、観察ウィンドウ幅250、CRT は256階調なので、ほぼ1 CT 値を1ピクセル値としても問題ないと考える。また、信号サイズは、CRT の寸法、使用する装置の使用条件 (CT での拡大率、DSA での I.I. サイズなど) で変化し、画面上の実測も困難である。したがって、信号サイズは実際の診断に用いられる大きさとした。本論文のデータは、他の CRT 全てに適用できるものではないが、CRT 診断での、病変検出のための条件や限界を示す指針になるものと考えられる。

他の研究者の報告では、山下らが直径2 mm のビーズと空洞を、MacMahon らが胸部写真を用いて、ROC 解析を行っている^{9,8)}。ROC 解析は、False Positive Fraction を求めることができる定量的評価法であるが、求めた検出能は信号の大きさに依存し、信号コントラストが高いイメージには適用が難しい。また、ROC 解析で、信号サイズとコントラストを変化させるには、大きな労力

が必要である。そのため、本実験では、信号コントラストを変化させることが比較的容易であり、信号サイズ、ノイズレベルなどをパラメータにできる AFC 法を採用した。

また、山下、MacMahon らは、ディジタイザを使用して、CRT 観察系とフィルム観察系を比較し、CRT の検出能はフィルム観察系より劣るとしている^{9,8)}。これらの実験では、比較したフィルムは、スクリーン/フィルムシステムの写真⁹⁾またはハードコピーフィルム⁸⁾である。本実験では、CT 装置を使用しているため、もともとディジタル画像であり、比較するアナログ画像は存在しない。また、マルチフォーマットカメラの出力フィルムは、カメラ内の CRT に依存し、観察用 CRT の階調や色調などと同じに調整することは困難である。したがって、フィルム観察系との検出能の比較は行わなかった。

本実験終了後、使用した CRT (使用年数 6 年) の劣化が目立つため CRT を交換した。新しい CRT は蛍光体が P45 である以外は、古い CRT とまったく同じ仕様である。新旧 CRT の輝度とグレイステップの関係を Fig. 6 に示す。新旧 CRT は最高輝度と最低輝度が異なるために、同じ特性に調整することは困難であった。新旧 CRT を比較すると、新しい CRT は最高輝度が旧 CRT より約 4 倍高く、コントラストも高い。そのときの検出能の比較を Fig. 7 に示す。RMS=10.3CT 値で信号サイズは 0.97 cm、図内の数字は Threshold Signal Contrast である。図からわかるように、新旧 CRT の物理特性が大きく違っているにもかかわらず (Fig. 6), 検出能はあまり変わっていない。この原因は、信号とバックグラウンドノイズの差がわずかであること (新 CRT で 100% 検出時、輝度差 7%), 信号のコントラストだけではなくノイズのバラツキも変化することなどが考えられる。また、他のパラメータについても十分に検討しないと断言できないが、CRT の検出能は、蛍光体の種類や輝度にはあまり影響を受けない可能性がある。CRT のどの特性が、検出能に大きく影響するかは、今後の検討課題としたい。

6. 結 論

CT 画像について、16-AFC 法を使用し、CRT の検出能を測定した。その結果、CRT の検出能は、バックグラウンドノイズと信号の大きさに大きく依存する。ノイズレベルが RMS=10 より大きく、信号サイズが 1 cm² より小さくなると、検出能は急激に低下する。これは、CRT 診断での、病変検出の限界をしめすものと考えられる。

本論文の要旨は、第 45 回総会 (神戸市) にて発表した。

Fig. 6 Relation of luminance and 16 gray-scale steps for new and old CRTs.

Fig. 7 Comparison of new and old CRTs relative to detectability and signal contrast. Noise level (RMS) and signal size are 10.3 CT numbers and 0.97 cm, respectively. The numbers in the figure are the threshold signal contrast values.

本実験の観察に協力して頂いた本放射線部諸兄と、ソフトウェア開発に御協力頂いたシーメンス旭メディテック (株) 村上一夫氏 (現在: 安西メディカル(株)), 加茂野理氏, 柳井賢二氏に感謝致します。

文 献

- 1) "PACS" その実用化へのアプローチ (第 43 回総会シンポジウム) 日放技学誌, **43**(10), 1536-1563, (1987).
- 2) 前田知穂, 小原秀一: CRT 診断について (PACS—画像管理と画像表示) (画像部会講演) 日放技学誌,

- 45(5), 669-676, (1989).
- 3) 河合輝男：テレビとビデオの画質 光学, **17**(9), 440-447, (1988).
- 4) 第45回総会学術研究発表抄録 日放技学誌, **45**(8), 1184-1189, (1989).
- 5) Gray JE, Lisk KG, Haddick DH et al: Test Pattern for Video Display and Hard-Copy Cameras. Radiology, 154, 519-527, (1985).
- 6) 日本医用画像工学会 CRT 標準パターン基準作成委員会：医用画像表示のための標準パターン CSP 委員会勧告 MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, **4**(5), 394-412, (1987).
- 7) 伊藤善之, 石垣武男, 佐久間貞行：CRT 表示におけるデジタルX線像の評価 日医放会誌, **48**(8), 1024-1031, (1988).
- 8) MacMahon H, Metz CE, Doi K et al: Digital Chest Radiography: Effect on Diagnostic Accuracy of Hard Copy, Conventional Video, and Reversed Gray Scale Video Display Formats. Radiology, 168, 669-673, (1988).
- 9) 山下一也, 稲本一夫, 森川 薫：CRT 観察系におけるデジタル画像の ROC 解析 日放技学誌, **42**(7), 989-997, (1986).
- 10) 稲本一夫, 山下一也, 森川 薫：CRT 診断の可能性をさぐる—基礎的実験の報告— 映像情報 (M) **8**, 807-811, (1985).
- 11) Ishida M, Doi K, Loo LN et al: Digital Imaging: Effect on Detectability of Simulated Low-Contrast Radiographic Patterns. Radiology, 150, 569-575, (1984).
- 12) Ohara K, Chan HP, Doi K et al: Investigation of Basic Imaging Properties in Digital Radiography. 8. Detection of Simulated Low-Contrast Objects in Digital Subtraction Angiographic Images. Med. Phys. **13**(3), 304-311, (1986).
- 13) 大塚昭義, 久米裕司, 隅田博臣, 他：密着, 拡大, 立体撮影による微小信号の検出能 日放技学誌 **43**(11), 1613, (1987).