原 著

マルチフォーマットカメラ用ガンマ補正装置の開発

市 川 勝 弘・羽根田 清 文・良 光 裕

笠 井 治 昌・榊 原 利 陽・宮 地 利 明

廣 瀬 保次郎・八 神 祐 司・春 藤 英 雄

今 澤 正 好

名古屋市立大学病院中央放射線部

(論文受理 1992年 6 月15日)

(最終論文受理 1993年 3 月19日)

(Code No. 337)

Key words: Multi-format camera, Gamma correction unit, video signal, Cathode ray tube, Brightness

DEVELOPMENT OF GAMMA CORRECTION UNIT FOR A MULTI-FORMAT CAMERA

KATSUHIRO ICHIKAWA, KIYOFUMI HANEDA, MITSUHIRO YAYA
HARUMASA KASAI, TOSHIAKI SAKAKIBARA, TOSHIAKI MIYACHI
YASUJIROU HIROSE, YUUI YAGAMI, HIDEO SHUNDO
MASAYOSI IMAZAWA

Department of Radiology, Nagoya City University Hospital

Summary

There is difference in gradient characteristics between images on films obtained by a multi-format camera and those on a monitor of digital imaging systems, such as CT, MRI, and DSA. The difference is caused by the total characteristics consisting of the characteristics curve of each film and characteristics of brightness on the inner CRT of a multi-format camera. We examined the conversion brightness on a monitor to the density on film and obtained a density characteristics equalizing the visual gradients on the monitor as well as the film. To obtain these density characteristics, we devised a non-linear conversion of the video signal input to the multi-format camera and developed new equipment capable of actualizing this conversion. We believed that using this video signal correction unit (Gamma correction unit) is accurate consistency in reproducing a visual gradient and useful for clinical applications.

1. はじめに

マルチフォーマットカメラ (以下, MFC) によって撮影されたフィルム画像の階調特性は, CT, MRI, DSA 等の画像診断機器の観察モニタと, 視覚的に異なるものとなっており, 撮影者の意図した画像が得られず, 使いづらい面があった。これはフィルムの特性曲線と, MFC の内部 CRT の輝度特性からなる総合的な濃度特性に起因する。MFC 側のブライトネス, コントラスト調整は, 一見変化の自由度があるように思われるが, 実際は露光されたフィルムの最高, 最低濃度が設定可能なかただけであって, その間の階調特性を調節することは不可能となっていた。

我々は, MFC に入力されるビデオ信号を非直線的に変換することにより, 階調特性を変化させる方法を考え, まずその信号補正値を求めるため, 観察モニタに表示された画像の輝度情報を, フィルム濃度に変換する方法を検討した。そして, これにより求められたビデオ信号補正を実現するビデオ信号補正装置 (ガンマ補正装置) を開発し, 実用化した。

2. 実験方法及び結果

2.1 使用機器

マルチフォーマットカメラ: MI-20 (西産産業)

FIM-3035AH (FUJI)

CT 装置: SOMATOM-PLUS (SIEMENS)

TCT-70A (TOSHIBA)

MRI 装置: GYROSCAN-S5 (PHILIPS)

DSA 装置: DFA-2 (HITACHI)

シャウカステン: ORS-FH-321 (オリオン電機)

濃度計: PDA-65 (KONICA)

イメージングフィルム MI-NC (FUJI)

輝度計: 自作¹⁾, 受光部フォトダイオード

BS-500B (SHARP)

照度計: TOPCON IM-3 (TOKYO OPTICAL)

オシロスコープ: CS-6020 (KENWOOD)

輝度計の分光感度²⁾ 及び直線性を Fig. 1 に示す。輝度計の測定値は, デジタル電圧計に mV 単位で表示されるが, 今回の目的では輝度の絶対値は必要はなく, 表示値をそのまま用いた。使用したシャウカステンの照度は約 6800 lx であった。

2.2 観察モニタのビデオ信号レベル—輝度特性

輝度計を用いて観察モニタのビデオ信号レベル—輝度特性 (以下, 輝度特性) の測定を行った。Fig. 2 に観察モニタとシャウカステン表面の, 室内照明による垂直面照度及び作業面照度を図示する。観察モニタの調整は, SMPTE 勧告パターン^{3,4)} を表示し, 5% の窓は 0% と 10%, 95% の窓は 90% と 100% の中間の視覚的明るさになるようにし, なおかつ 0% での発光を最低にすることにより行った。調整後輝度測定すると, 5% と 95% の窓は輝度の対数値的にも中間値となったので, 以後は再現性良く調整可能となった。観察モニタの輝度特性は, 殆どの

Fig. 1 (a) Comparison between CIE spectral luminous efficiency (solid line) and spectral sensitivity of the brightness meter used in this experiment (broken line). (b) Linearity of the brightness meter used in this experiment.

Fig. 2 This shows the measuring points and measured values for illuminance on a DSA console and viewing box.

Fig. 3 Comparison of video signal level-brightness characteristics and the γ -value for three monitors employing the imaging systems.

Fig. 4 Comparison of video signal level-brightness characteristics for monitors adjusted to three different brightness for a 100% video signal. A: appropriate brightness; B: lower brightness; C: higher brightness.

機種で同じ特性を示す。これは CRT の動作特性⁵⁻⁷⁾に起因しており、CRT の γ 値が輝度特性を左右し、殆どの観察モニタで近似した γ 値をもつことによる。Fig. 3 は当施設の CT, MRI, DSA について輝度特性を測定した結果である。測定に際しては、観察モニタ表示面の垂直面照度及びビデオ信号レベル 100% と 0% での輝度の比を、実験の測定基準にした DSA と同一にした。それぞれの γ 値が近いので輝度特性は殆ど重なった。Fig. 4 はビデオ信号レベル 100% での輝度を、3 段階に調整した場合の輝度特性の変化を示す。B は暗すぎる状態、C は明るすぎる状態、A はその中間付近で観察に適すると思われた状態である。通常の使用では A 付近の調整をするので、調整の違いによる大きな階調変化はないと考えられた。よって実験に用いる観察モニタを DFA-2 のものに統一し、Fig. 4 の A の状態に調節した。臨床画像による評価は、CT, MRI の画像データを DFA-2 に転送、表示して行った。

2.3 輝度と視覚的明るさの感覚量の関係

人の目の輝度に対する視覚的明るさの感覚量（以下、視覚量）は、輝度の対数に比例しているが⁸⁾、実験に用いた環境での、観察モニタ及びシャウカステン上のフィルムの観察という状況ではどうか、次のような方法で調べた。Fig. 5 に示すようなグレイスケールを観察モニタとフィルム上に表示し、輝度が対数的にリニアに変化するように初期設定する。輝度の低い側から 3 段に注目し、2 段目の視覚的明るさが 1 段目と 3 段目の中間に感じるように、3 段目の明るさを、画像のピクセル値及びフィルム濃度を変化させ調節する。この操作を、1 段ずつ明るい方にずらし繰り返す。CT, MRI での経験が 1 年以上の放射線技師 8 人の結果を平均し、横軸に段

Fig. 5 A gray-scale image to obtain the relationship between brightness and visual sense value (S-value).

Fig. 6 Relation of brightness to visual sense value for monitor (S_m) and for film (S_f).

Fig. 7 Procedures for conversion of the brightness on a monitor regarding density.

番号をとり、縦軸に輝度値の対数を取り、その関係求めた。この場合、段番号は視覚量に比例しており、観察モニタ、フィルムについてそれぞれ、視覚値 S_m , S_f とした (Fig. 6)。高輝度領域以外で全員が初期設定を殆ど変えずに済み、輝度の対数値と視覚値が比例した。双方の横軸のスケールの相違は、直線領域の傾きを同じにすることにより補正にした。

2.4 輝度から濃度への変換法

観察モニタの輝度からフィルム濃度への変換については、Fig. 7 のようにそれぞれの関係を用いて行う。 S_m から S_f の対応は、次に述べるような方法で求めた。SMPTE 勧告パターンのバックグラウンド (ビデオ信号レベル50%) の濃度を、0.70から1.00まで0.05間隔で設定したフィルム画像を作成し、前述した8人で観察モニタと見比べ、バックグラウンドの明るさが同じと感じる画像を選んだ。その結果、濃度0.80の画像が多数を占め平均で0.81となった (Table 1)。濃度0.81の S_f 値と50%の S_m 値とを対応させ、シャウカステンに透過照明されたフィルムの輝度を B_f 、フィルム表面の周囲の明るさの反射による輝度を B_r 、シャウカステンの裸輝度を B_0 とすると濃度 D は、

$$D = \text{Log}_{10} \frac{B_0}{B_f - B_r}$$

によって求められる。Fig. 8にこれらの結果により算出した、ビデオ信号レベル—濃度特性 (以下、濃度特性) を示す。Table 2は、10%ごとのビデオ信号レベルに対する濃度値である。我々は、この濃度特性を当施設のCT, MRI, DSAにおける標準濃度特性とした。

2.5 ビデオ信号補正特性の算出

ビデオ信号補正特性は、Fig. 9に示すように、補正無し濃度特性と標準濃度特性から求めた。Fig. 10はその結果である。

2.6 ビデオ信号補正装置

実験の初期に、視覚評価により予測的にビデオ信号補正値を求め、試作機を作成した。Fig. 11(a)にその回路図を示す。初段の部分はクランプ回路^{9,10)}として働き、ビデオ信号を電圧的に固定する。クランプされた信号はバッファアンプを通し、ダイオードの非直線性を利用した非線形化回路で非線形化し、バッファアンプにより電流増幅し出力する。クランプ部と非線形化部の半固定抵抗により、変曲の度合いと変曲点を可変する。この回路は、使用ICの性能に制限され、周波数帯域特性は約15 MHzとなった。しかし、その時期に使用していたTCT-70Aの出力映像信号の周波数帯域が約4 MHzと比較的低か

Fig. 8 Video signal level-density characteristics to reproduce a visual gradient of a image on a monitor. We termed this characteristics the "Standard density characteristics".

Table 1 Results of an investigation regarding the density corresponding to brightness for the 50% video signal level

Density	Number of persons
0.70	0
0.75	0
0.80	6
0.85	2
0.90	0
0.95	0
1.00	0

Mean density = 0.81

Table 2 Video signal level and density values of the standard density characteristics

Video signal level (%)	Density
0	2.72
10	2.20
20	1.70
30	1.33
40	1.03
50	0.81
60	0.63
70	0.49
80	0.38
90	0.30
100	0.24

Fig. 9 Procedures for calculating the video signal correction characteristics.

Fig. 10 Results of calculation of the video signal correction characteristics.

ったため、差し支えなく使用でき、この装置に接続されていた FIM-3035AH により撮影し、ビデオ信号補正による階調補正の有用性が確認できた。この回路の動作原理と信号変換特性を基本に、イメージメーカの協力を得て、1024×1024マトリックスの画像のビデオ信号に対

応可能な回路に改良し、周波数特性と信号補正の自由度を向上させた。Fig. 11 (b)にそのブロックダイアグラムを示す。振幅伸張部は、ビデオ信号の70から100%の領域の変換に用い、振幅圧縮部は、それより低い部分の変換を担う。振幅伸張部に1点、圧縮部に2点の変曲点を設け、半固定抵抗器によりその変曲レベルの調整を行えるようにした。Fig. 12 (a)は、本装置にビデオ信号レベルが、0%から100%まで直線的に変化するテストパターンの信号を入力し、その出力波形をオシロスコープで観察したものである。Fig. 12 (b)に本装置の周波数特性を示す。Fig. 13 に、本装置と MI-20 によって得られた濃度特性を、標準濃度特性と比較して示す。なお、本装置を、その機能を明確に表現するために、ガンマ補正装置と呼称することとした。

2.7 臨床画像

Fig. 14 は、観察モニタの画像と、それをガンマ補正装置を用いて撮影したフィルム画像を、比較したものである。Fig. 15 は CT, MRI, DSA 画像を補正有りと従来の補正無しで比較したものである。

Fig. 11 (a)Circuit diagram of a prototype of a gamma correction unit. (b)Block diagram of a improved gamma correction unit.

Fig. 12 (a)Waveform of a video signal passing through a gamma correction unit. (b) frequency characteristics of a gamma correction unit.

Fig. 13 Comparison between video signal level-density characteristics obtained by a gamma correction unit(solid line) and standard density characteristics(broken line).

Fig. 14 Image on a visual monitor and the same one filmed with a gamma correction unit.

3. 考 察

ガンマ補正装置を用いることにより、すべてのビデオ信号レベルにおいて、忠実に再現したフィルム画像が得られるようになった。1024×1024マトリックスの画像を、一般的な水平走査周波数31.5 KHz でCRT に表示する場合、映像信号の周波数帯域は約20 MHz となるが、本装

Fig. 15 Comparison of filmed images with and without a gamma correction unit.

置は十分な周波数特性を有した。また、希望とするビデオ信号補正特性を正確に得ることができ、調整の自由度に問題はなかった。CT 画像においては、ガンマ補正無しの MFC での撮影の歴史は長く、中濃度域をコントラスト強調したような画像が、読影者に受け入れられているのが実情である。ガンマ補正装置を用いると、相対的に中濃度域のコントラストが下がり、不評になることがある。しかし、関心領域が高濃度域や低濃度域に位置した場合でも忠実に表現できることは、本装置の利点である。DSA 画像は高濃度、低濃度に片寄った画像成分を持つことが多く、MFC の階調特性の問題を浮き彫りにしていたが明確に改善された。MRI 画像は一般的に広い範囲の画像成分を有し、全体の階調バランスを必要とするため、本装置によるガンマ補正は不可欠であると考えられた。今回求めた標準濃度特性は、特定の観察環境の測定値から求めたが、当施設の CT, MRI の臨床使用での操作室の明るさは、測定基準の DSA に対して若干異なる。各部屋の観察モニタ表示面の室内照明による垂直面照度は、CT で約 100 lx, MRI で約 40 lx であったが、それぞれ同一画像を観察しても、画像の階調特性が大きく変わって見えることはなかった。また、シャウカステンでは、観察面の垂直面照度 40 lx~100 lx で、それ自身の照度約 5000 lx~8000 lx のものを比較したが、濃度特性の変更を必要とするような階調の変化は感じられなかった。よって、この程度の環境変化では、臨床使用上、標準濃度特性で対応可能であった。厳密には観察環境の違いにより、適した濃度特性は変化するが、観察場所が特定されていないことと、それに合わせて濃度特性を変化させることの非現実性から、観察モニタの輝度特性に対して一定の濃度特性を規定することは、臨床上有意義なことであると考えられた。

4. ま と め

輝度計による測定と視覚的評価により、観察モニタの画像の忠実再現に適した濃度特性を、定量的に近い方法で求めることができた。この濃度特性を得るためのビデオ信号補正を実現するガンマ補正装置を開発し、CT, MRI, DSA の臨床画像について評価し、有用性が確かめられた。

5. 謝 辞

最後に、ガンマ補正装置の改良において技術協力していただいた西本産業(株)技術開発部の方々に、紙面をかりて感謝いたします。

参 考 文 献

- 1) 島田公明：アナログ回路技術入門。エレクトロニクスライフ, 638, p. 12-48, 日本放送出版協会, 東京, (1983)
- 2) 久保田広, 浮田祐吉, 會田軍太夫, 他：光学技術ハンドブック。p. 729-732, 朝倉書店, 東京, (1970)
- 3) Specification for Medical Diagnostic Imaging Test Pattern for Motions and Hard Copy Recording Cameras. SMPTE Recommended Practice 133, (1986)
- 4) 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), p. 394-412, (1987)
- 5) 樋渡涓二, 長谷川伸, 畑田豊彦, 他：画像工学ハンドブック。p. 263-271, 朝倉書店, 東京, (1986)。
- 6) 日本放送協会編：テレビジョン技術教科書(上)。p. 72-93, 日本放送出版協会, 東京, (1977)
- 7) 長谷川伸：電気通信学会編 画像工学。p. 96-103, コロナ社, 東京, (1983)
- 8) 大出良平：X線 TV の基礎知識。p. 49-64, 医歯薬出版, 東京, (1970)
- 9) 畔津明仁：基礎からの映像信号処理。p. 32-53, CQ 出版社, 東京, (1988)
- 10) 斉藤真幸：アナログ IC 活用テクニック。p. 66-71, 日本放送出版協会, 東京, (1987)