

デジタルシンチグラムの表示法について

—シンチグラムの画質標準化—

水川 勝海

要 旨

デジタルガンマカメラを用いたシンチグラムの記録撮影に当たって、シンチグラムの画質標準化と最適コントラスト表示を行うための足がかりとして現状の技術と問題点について述べる。

はじめに

従来シンチグラムは、放射性医薬品（以下 RI と略す）の体内集積度の分布状態をドットイメージャを用いて CRT の輝点集合として CRT カメラ用フィルム（以下フィルムと略す）上に表現を行い、診断に用いられてきた。

近年では、ガンマカメラがコンピュータと一体形となり、これによって得られるシンチグラムはデジタル画像となり、RI の体内集積度の分布状態は、ビデオイメージャを用いてフィルム上に各画素ごとにおける黒化度の違いとして表現されるようになった。そしてデジタルイメージの特長を生かし、施設や取り扱い者などの違いに大きく左右されない一定の画質を保ったシンチグラムの提供と画質の標準化が容易となった。

デジタルシンチグラムの撮影原理と問題点

人体に投与された RI から放出される γ 線を検出器にて検出を行い、検出位置に対応したメモリ上に γ 線検出頻度計数が記憶される。このメモリのマトリックスサイズは最大 $1,024 \times 1,024$ で、 γ 線の計数値は 12 ビット（最大計数 4,095 カウント）～16 ビットの深さである。メモリ上のシンチグラムはビデオ信号に変換され、ビデオイメージャに接続してフィルム上に画素ごとの黒化度として表現される

(Fig. 1)。

こうして得られたデジタルシンチグラムには次のような問題点を含んでいる。

①同一シンチグラムでは、一画素当たり数カウントの部位と、数十カウントをそれぞれ示す部位のコントラストが読影上で重要な情報となる。

②使用する RI また投与量により、その集積値の最大を示す画素で数カウント～数十カウントの場合と多様である。したがってシンチグラムはドットイメージャ、ビデオイメージャにかかわらず施設ごと、あるいは取り扱い者等によって画質が異なっているのが現状である。

そこでフィルム特性、ビデオイメージャ、フィルム現像液などを含めた施設ごとの違い、また取り扱い者などに極力影響されずフィルム上に一定の画質、コントラストで表現する方法（画質の標準化とコントラストの自動化）が必要となって来た。ここではこれらの実現手段として次の二通りについて述べる。

①総合感度特性 D_v （後述）の補正をビデオ信号出力時に行い、計数値とフィルム黒化度の関係を 1:1 にする。

②メモリ上で単位面積当たりのカウント数（カウント密度）を求め、これを用いてコントラストの自動設定を行う。

計数値とフィルム黒化度の改善

すでに周知のようにフィルムの感度特性は、フィルムの種類によって異なり、おのおの異なる特性曲線を描く。一方ビデオ入力信号 V と CRT の蛍光体面で見られる強度 Log intensity との関係で示されるビデオイメージャのグレースケール変換特性も

The technique for digital scintigram display.

Katsumi Mizukawa

Division of Engineering, Toshiba Medical Systems Co., Ltd
東芝メディカル(株)技術本部 〒113 東京都文京区本郷3丁目26-5

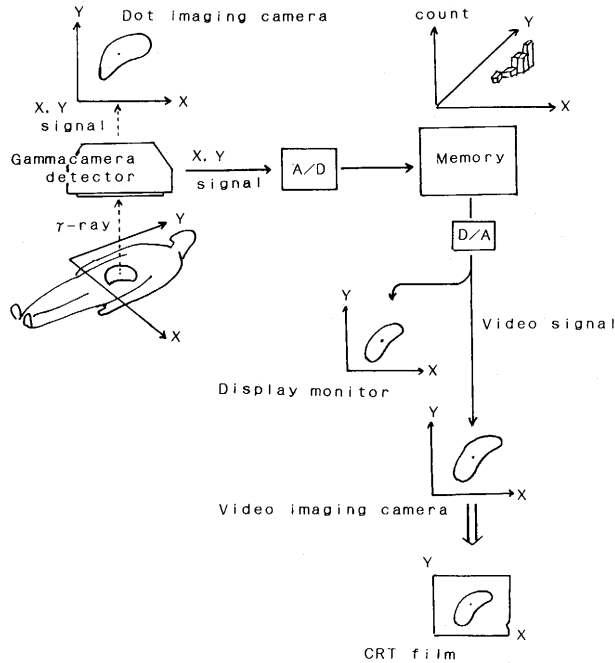


Fig.1 Flowchart of digital scintigram display system

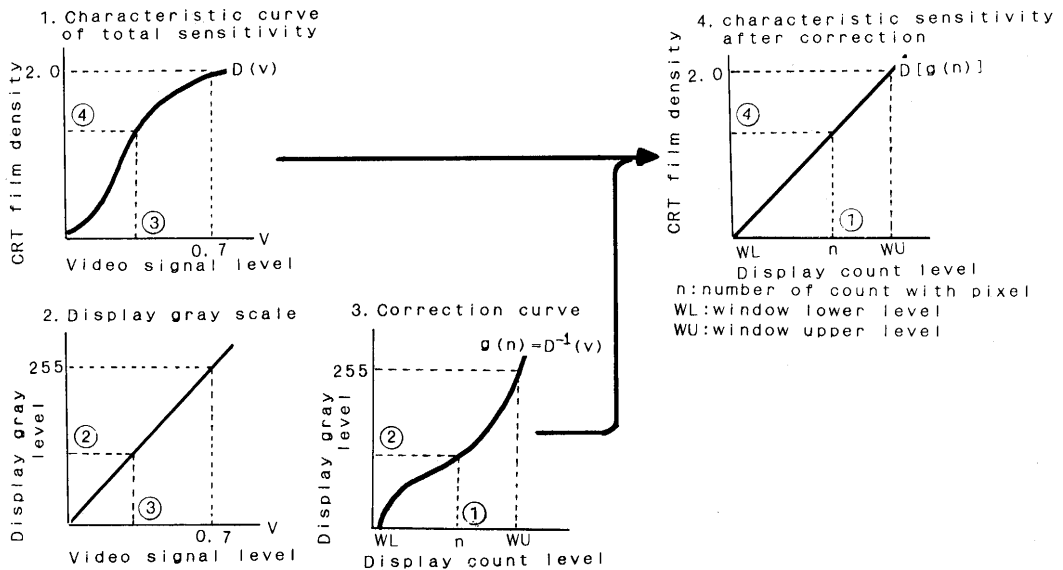


Fig.2 Flowchart of sensitive CRT film on digital scintigram display

CRT によって異なる特性曲線を描く。

したがって CRT のグレースケール変換特性と、フィルムとの複合で表現される総合感度特性 $D(v)$ もまた非線形となる。 $(D(v))$ はフィルム現像条件も大切な要素となる) この $D(v)$ が直線となるような補正 $D(v)$ を考えると、グレーレベル (この場合計

数値) とフィルム上の黒化度との関係が 1:1 で表わされることになる。

デジタルガンマカメラには、ビデオ信号と 1:1 に対応するグレーレベル (大体 256 階調, Fig.2-2) と、計数値の表示範囲を決める表示ウィンドを有している。この表示ウィンドとグレーレベルとの

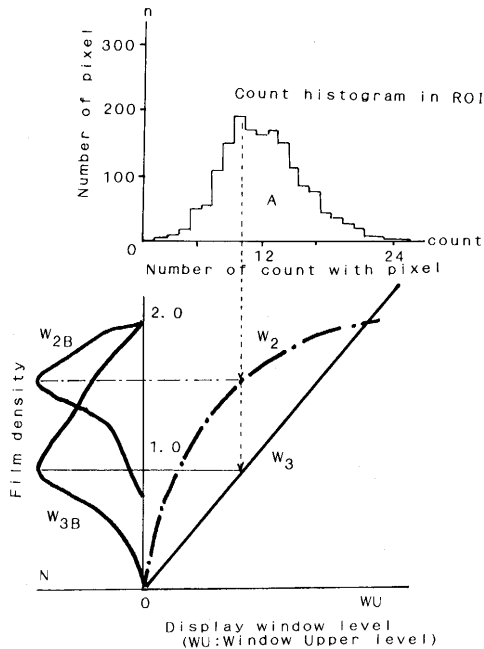


Fig. 3 Histogram of visual image
W2: $D(v)$ curve before correction
W3: $D(v)$ curve after correction

関係は、任意に設定可能な関数 $g(n)$ で表現される。従ってグレーレベルテストパターン (16 グレーレベル前後) をビデオイメージャに与え、得られたフィルムの黒化度を測定し、グラフ上にプロットを行えば $D(v_1)$ が得られる (Fig. 2-1)。これより $g(n_1) = D(v_1)$ を求めれば目的とする補正値が得られる。この場合 $D(v_1)$ は $D(v_1)$ の逆関数となる (Fig. 2-3)。この $D(v_1)$ をデジタルガンマカメラ、またはビデオイメージャに登録し、フィルム撮影を行えば Fig. 2-4 に示すよう計数値 (グレーレベル) とフィルム上の黒化度が 1:1 なる特性とすることができる。

コントラスト自動設定

前節で述べた計数値とフィルム上の黒化度の関係が 1:1 すなわち直線的になれば、画像のコントラストは表示される計数値の上限 WU (Window Upper Level) をどこに設定するかで決定される

(WU 点でのグレーレベルは最大値)。この WU は、メモリ上に適当な大きさの ROI を設定し、この ROI 内の計数値について画素当たりの平均値 AV と、標準偏差値 SD を求めることによって $WU = AV + R \cdot SD$ で求められる。ここで ROI の大きさは患者上で 3cm×3cm 相当になる大きさが良いと思われる。R はコントラスト補正係数であり、臨床例と読影医師の経験から決まる値である (大体 $R=3$ ぐらいが適当と思われる)。

一般にシンチグラムに前述のような ROI を設定、ROI 内の一画素当たりの計数値の分布ヒストグラムは Fig. 3-1 のようになる。これを前節で求めた $D(v_1)$ を用いて補正を行った最終の表示特性は W3 で示すように直線となり、得られる黒化度カーブは Fig. 3 の W_{3B} のようになる。

まとめ

デジタルシンチグラムの画質標準化と最適コントラスト設定の自動化について述べて来たが、これらの方法についても一長一短が有るし、また述べて来た方法を実施するに当たっても問題点がある。それは、

① 現像液の管理—現像液の濃度、温度など、

② フィルムの管理—フィルムの種類

でありいずれも総合感度特性 $D(v)$ に係わる内容であり、これらの管理が悪いと何んら意味を持たない。

コントラストの自動設定については、ROI をどこに設定するかによって異なって来る、診断目的部位、症例などによってより適切な設定場所を決める必要がある。シンチグラムの画質標準化を考えるに当たってこの点を今後さらに追求する必要があると考えている。

シンチグラム画像の画質向上と、標準化に当たってはビデオイメージャなど記録撮影装置の性能なども問題となる。また実施 (実現) 方法については、本稿で述べた方法以外にも考えられると思う。これらを含めて今後ともさらに追求、研究が必要と考えている。