

核医学的 檢查時 Collimator의 特性에 關한 考察

信興保健專門大學 放射線科

慶 光 顯

An Observation on the Characteristics of Collimator Type in
Nuclear Medicine Examinations

Kwang Hyon Kyong

Dept. of Radiotechnology, Shin Heung Junior Health College, Kyung Ki-Do, Korea

I. 緒 論

核醫學分野에서 像을 만들 目的으로 가장 많이 使用되고 있는 檢查裝置는 rectilinear scanner 와 scintillation camera로 크게 區分할 수 있다. 이러한 檢查裝置의 構成要素중에서 像을 만들려고 하는 檢查臟器와 檢出器 사이에는 collimator 가 位置하고 있다. 이러한 collimator 들은 檢出器와 相互作用하기 위하여 적당한 方向으로 移動する γ 線의 photon 만을 檢出器에 到達하도록 기하학적으로 만들어진 구멍(孔)의 配列로서 고안되어 있다. 이와 같이 collimator 는 檢查臟器의 일정한 領域에서 放出되는 γ 線만을 檢出하고, 그 이외의 영역으로 부터 나오는 γ 線을 除去하는 役割을 하고 있다³⁾. 따라서, collimator 는 산란되는 photon을 除去함은 물론 檢出器의 照射野를 制限하는 器具라고도 볼 수 있다. 그러므로, collimator 는 檢查裝置의 檢出能力을 決定하는데 매우 重要한 構成要素가 되고 있다³⁾.

放射性同位元素의 檢查臟器內 分布를 通하여 像을 妥기하는 檢查裝置에서 사용되고 있는 기본적인 collimator 는 그림 1과 같다. A의 collimator 를 초점형 콜리메타(focused type collimator)라고 하는데, 이는 rectilinear scanner에서 가장 많이 사용되고 있으며, 구멍(孔)의 配列은 육각형, 원형 혹은 사각형으로 구분되고 있으나, 대부분의 경우 원형이 많이

이용되고 있다³⁾. 그 이외에 다른 종류의 collimator 는 평행다공형, converging 형, pin hole 형, 그리고 diverging 형이 있다. 이러한 형의 collimator 들은 주로 scintillation camera에서 使用되고 있다.

이러한 각각의 collimator 의 構造形態에 따라서 像을 描寫하는데 여러가지의 影響을 미치는 特性은 각각 다르다⁴⁾. 이와 같은 特性은 等反應曲線(isoresponse curve), 解像力曲線(resolution curve)에 의하여 표현되고 있으나, 여기서는 collimator 的 構造에 따른 幾何學的 特性에 대해서만 論하고자 한다.

II. rectilinear scanner의 特性^{1,2,5,7,8,9)}

rectilinear scanner에서 가장 많이 使用되는 collimator는 초점형 으로서 그림 1의 A와 같다. 이것은 텅스텐 혹은 납과 같은 원자번호가 높은 物質의 블록 내에 taper型의 구멍으로 配列되어 있다. 각 구멍 통로의 벽은 collimator 的 前面으로 부터 일정한 거리(f)에서 초점이 이루어 지도록 설계 되었다. collimator 的 前面과 초점이 이루어 지는 곳과의 거리를 초점거리(focal distance)라고 하며, 초점이 이루어지는 모든 곳에서의 面을 초점면(focal plane)이라고 부른다.

모든 collimator 는 구멍의 크기와 數, collimator의 두께와 直徑에 따라서 空間的 分解能(spatial resolution performance)과 幾何學的 効率(geometric efficiency)

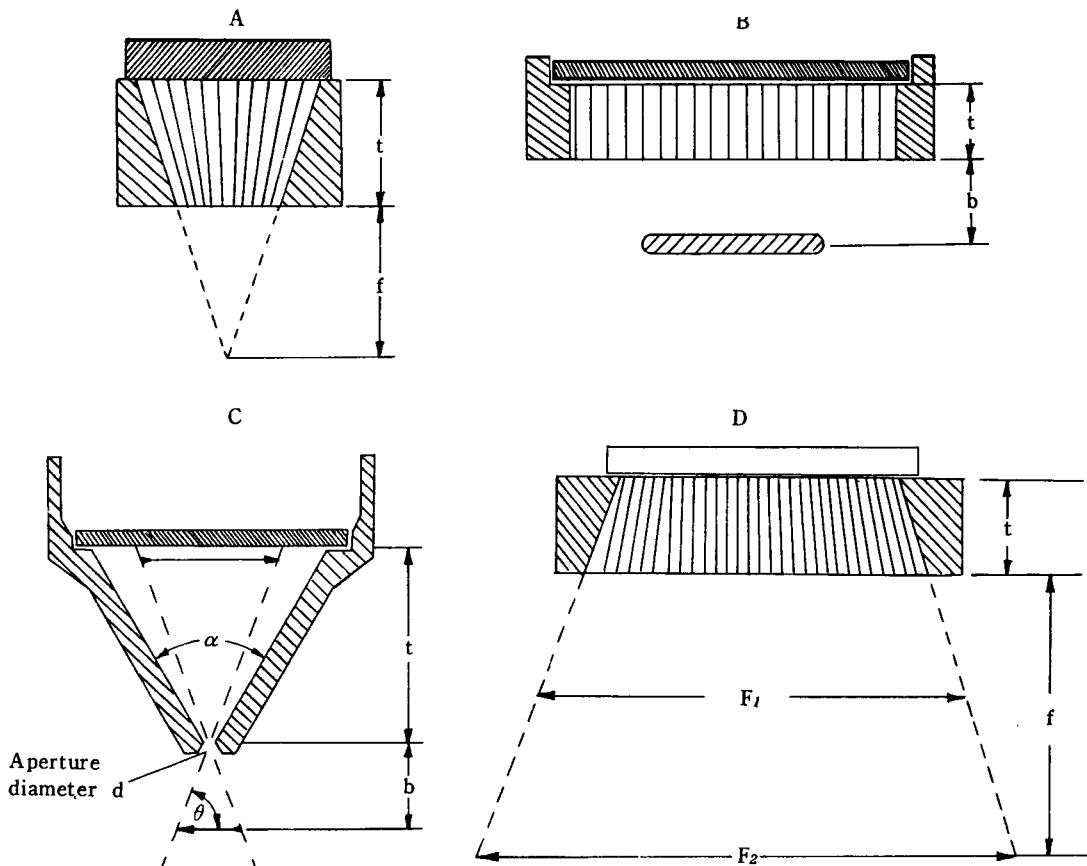


Fig. 1. Four collimator types. A, Focusing collimator, used with rectilinear scanners; B, parallel-hole; C, pinhole, and D, diverging collimators, used on scintillation camera.

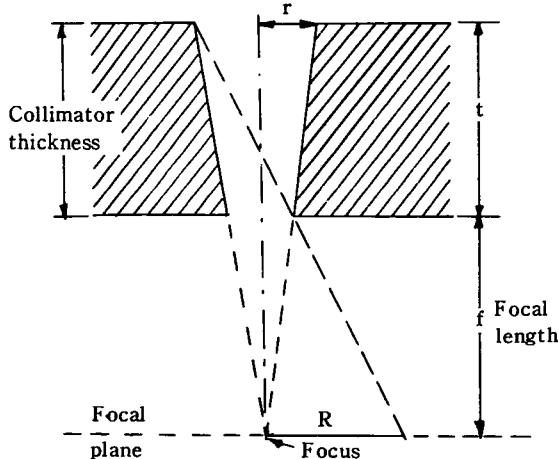


Fig. 2. Single channel of focusing collimator illustrating concept of R radius of resolution

ncy)이 변화되고 있다. 空間的 分解能이라 함은 서로相接하는 두개의 線源을 어느 程度의 거리까지 近接시킨 경우라도 두개의 線源을 区別할 수 있는 能力を 말한다.

그림 2와 같이, 두께 t 를 가지고 있는 collimator의 경우, 半徑 R 의一般的인 圖은 collimator의 모든 구멍에 대하여 초점면의 범위 안에서 幾何學的으로 境界를 정할 수 있다. 그러므로, 초점형 collimator의 分解能은一般的으로 幾何學的因子의 用語로서 定義되기 때문에 分解의 半徑, R_f 는

$$R_f = \frac{2rf}{t} \quad (1)$$

로 표시할 수 있다. 여기서 r 은 콜리메타의 結晶側에 있는 구멍의 半徑이고, t 는 collimator의 두께, 그리고 f 는 초점거리이다. 분해의 반경은 콜리메타의 기하학적 분해의 크기이다. 공간적 분해는 분해

의 반경이 적어 질 때 향상되기 때문에, 기하학의 공간적 분해는 R 에 따라서 역으로 변화 된다고 한다.

초점형 콜리메타의 공간적 분해는 結晶側에 있는 콜리메타의 구멍의 반경이 작아지고, 콜리메타의 두께가 길어지고, 혹은 초점길이가 감소되므로서 향상되고 있음을 공식 1로부터 알 수 있다.

콜리메타의 공간적 분해 특성은 R 이 감소될 때 향상되고 있지만, photon이 검출기에 도달할 수 있는 원의 크기는 따라서 감소된다. 그러므로, 공간적 분해능이 향상될 때, 검출되는 photon의 수는 적어진다. 기하학적 효율(G)은 $6 \text{ (dps/cm}^2)$ 의 균등한 방사능 분포를 포함하고 있는 面線源으로부터 방출되는 γ 線이 檢出器와相互作用하는 photon의 数를比較하기 위하여 사용되고 있는 用語이다.

六角形의 配列로 만들어진 N 個의 원형 구멍을 가지고 있는 초점형 콜리메타에 관한 기하학적 效率은

$$G_f = \frac{N\pi r^2}{16 t^2} \left(\frac{2rf}{t+f} \right)^2 \quad (2)$$

으로서 表示된다. 기하학적 效率(G_f)는 깊이와 관계가 없다. 또한 이 공식은 그 線源이 콜리메타의 照射野를充分히 包含할 수 있는 程度로 큰 條件이라면, 콜리메타의 前面으로부터 거리를 變化시켰을 지라도 제수율은 직선이 된다. 즉, 面線源에 대한 幾何學的 效率은 콜리메타의 前面으로부터 거리에 따라 變化되지 않는다. 왜냐하면, 검출기에 의하여 나타나는 照射野와 放射能의 量은 거리차승에 따라 增加하는데 반하여 檢出器와 線源間 거리가 增加하면 거리역자승에 따라서 檢出器에 到達하는 γ 線이 적어지므로 計數率은 減少되기 때문이다. 따라서, 이러한

두가지의 要素들은 散亂과 減弱이 없을 경우에 서로 보상하게 한다.

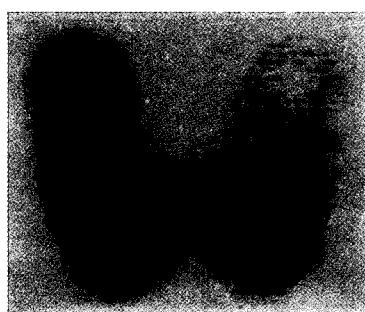
公式 1과 2를 結合하면, G_f 는 초점형 콜리메타의 분해 반경 Rf 에 의하여 표시될 수 있다. 즉,

$$G_f = \frac{N\pi r^2 Rf^2}{16 (f+t)^2} \quad (3)$$

이다. 이미 말한 바와 같이, 기하학적의 空間的 分解는 Rf 에 따라서 역으로 달라지는 반면에 幾何學的 效率과 計數率은 Rf^2 의 函数로서 向上되고 있음을 말해 준다. 그런 까닭에, 초점형 콜리메타의 幾何學的構造는 幾何學의 空間的 分解와 幾何學的 效率과의 사이에는 trade-off 關係를 야기시키고 있다. 그림 3과 같이, 像을 形成하는데 있어서 空間的 分解와 幾何學的 效率을 고려하지 않으면 안된다. 이러한 그림의例는 크기가 적은 痘巢를 보기 위해서는 좋은 空間的 分解를 要求하고 있으며, 크기가 큰 痘巢의 檢出率는 空間的 分解能의 減少를 韶인하더라도 幾何學的 效率을 增加시켜야 된다는 것을 說明해 주고 있다. 이러한 점을 볼때, 空間的 分解能은 增加하면 할 수록 幾何學的 效率은 더욱 減少하는 反面에 後者를 좋게 하면 할 수록 前者は 더욱 나빠지게 된다^④.

rectilinear scanner 콜리메타의 초점이 모이는 형태는 초점면의 부근에서 좁은 例을 만들어 낸다. 그림 4에서 보는 바와 같이 이 領域을 초점지역(focal zone)이라고 부른다. 콜리메타의 直徑이 增加된 때, 檢出器에 의하여 보이는 立體角은 增加되고 있으나 초점지역은 감소가 되는 原因이 된다. 이러한 結果는 큰 結晶의 直徑을 사용하는 스캐닝 裝置에서 매우 심한 斷層撮影時와 같은 blurring 影響이 일어난다.

A



B



Fig. 3. Two images of thyroid gland phantom. A obtained with collimator having high spatial resolution and poor geometrical efficiency; B obtained with collimator having poor spatial resolution and high geometrical efficiency. Both images have count density of 800 counts/cm².

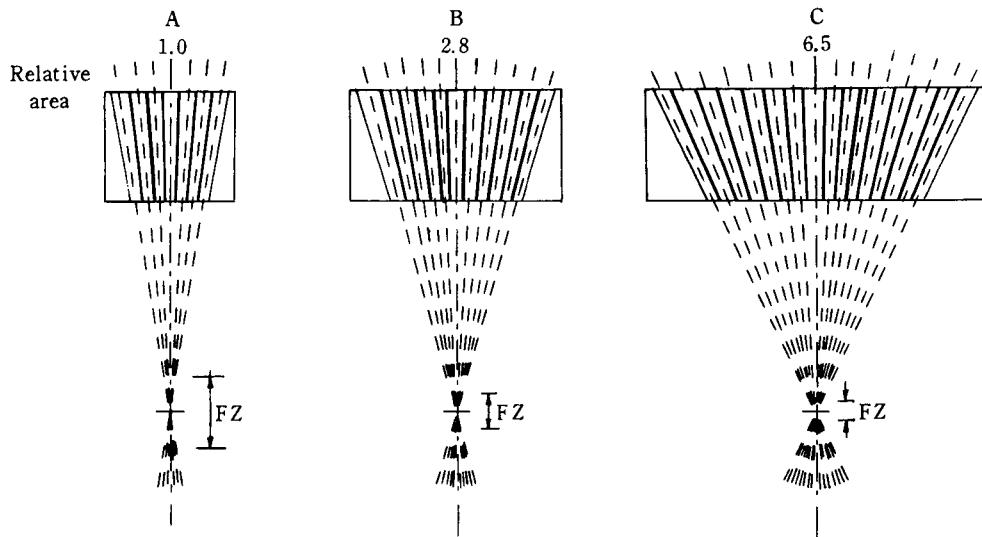


Fig. 4. Illustration of how width of focal zone FZ of focusing collimator varies as function of collimator diameter when focal length is held constant. Collimators are used for crystal diameters of 3, 5, and 8 inches(A to C respectively).

따라서, 이와 같은裝置들은 초점면의 부근에 있는病巢들은 잘 나타내고 있으나, 초점면의 위쪽 혹은 아래에 위치하고 있는病巢들은 blurring 効果에 의하여檢出은不可能하게 된다. 이러한理由로, 5인치보다 더 큰直徑을 가지는檢出器는 基本的인 rectilinear scanner로서 많이 使用되고 있지 않은實情이다.

모든 초점형 콜리메타는 斷層撮影의 効果를 보이고 있다. 그러므로 像을 形成하는 方法은 檢查臟器를 초점면의 부근에 있게 하는 것이 매우重要하다.

초점형 콜리메타의 이러한 斷層撮影의 効果는 콜리메타의 초점길이를 증가 시키거나 혹은 檢出器의 크기를 작게 함으로써 減少시킬 수 있다.

III. Scintillation camera의 Collimator 의 特性^{1,2,5,7,8,9)}

1. 平行多孔型 콜리메타

그림 1의 B와 같은平行多孔形 콜리메타는 全面에 일정하게 분포된 수천개의 平行한 구멍을 가지고 있는 높은 密度의 物質로 되어 있다. 대부분 콜리메타는 텅그스텐, 金屬 같은 物質이 使用 되었으나, 현재는 납으로 만들어졌다.

○ 使用할 수 있는 범위는 結晶의 크기와 구멍의幾

何學에 의하여 定할 수 있다. 현재, 大部分의 카메라裝置는 10.5인치의 結晶體 直徑을 使用하고 있으나, 16.5인치에 達하는 直徑을 가지는 새로운 固定型 檢查裝置도 使用되고 있다.

○ 각 구멍의 크기, 구멍의 總數 隔壁의 두께, 그리고 콜리메타의 두께는 콜리메타의幾何學의 空間的分解와幾何學的効率에影響을 미치고 있는要素들이다.

平行多孔型 콜리메타의幾何學의 空間的分解 Rgp는

$$Rgp = \frac{2r(t_e + b + c)}{t_e} \quad (4)$$

로 표시할 수 있다. 여기서 r은 콜리메타 구멍의 半徑, b는 콜리메타의 前面으로부터 점선원까지의 거리이고, c는 콜리메타의 上단면으로부터 檢出器의 結晶體까지의 거리를 뜻하고 있다.

이 公式에 있어서, t_e 는 콜리메타의 有効길이 인데, 구멍의 양쪽 끝에서 γ 線에 의한 隔壁의 透過 때문에 實際의 길이 t에서 감소된 길이를 말하며 $t_e = t - 2\mu^{-1}$ 로 주어진다. μ^{-1} 은 콜리메타의 材料中에서 γ 線의 平均自由飛程이다.

幾何學의 空間的分解는 콜리메타의 두께 t를 增加 시키거나 혹은 구멍의 半徑을 적게 하므로서 向上될 수 있다.

大部分의 콜리메타 製造者들은 일정한 에너지에 대하여 구멍의 수와 구멍의 크기를 같게 하고, 단지 콜

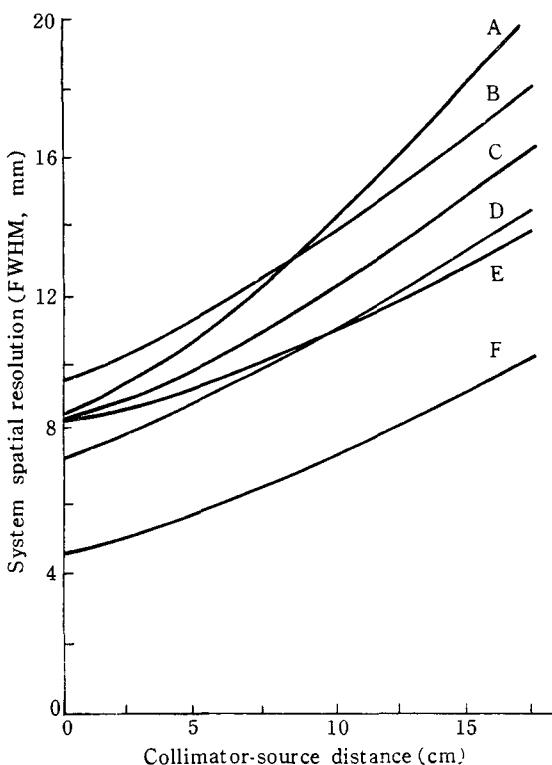


Fig. 5. Effect of distance on system spatial resolution performance for various collimator types.
A, High-sensitivity; B, diverging; C, all-purpose;
D, converging; E, high-resolution;
F, pinhole.(Modified from Moyer, R. A.: J. Nucl. Med. 15: 59, 1974)

리메타의 두께를 변화 시켜서 高分解能用 (high-resolution), 多目的用 (all-purpose), 高感度用 (high-sensitivity)으로 제공해 주고 있다. 定해진 製造者로부터 얻은 이 3개의 콜리메타는 기본적으로 콜리메타의 전면에서는 空間的 分解能은 같다. 그러나, 式 4에서 보는 바와 같이, 空間的 分解는 콜리메타 前面에서 점선원까지의 거리 b 를 증가 시킴에 따라서 서서히 떨어진다. 따라서, 모든 平行多孔型 콜리메타는 b 가 0인 곳에서 가장 좋은 空間的 分解能을 나타낸다. 이러한 관계는 그림 5에서 설명해 주고 있다. 高感度用 콜리메타는 거리에 따라 空間的 分解가 매우 급격하게 떨어지고 있으며, 그 다음이 多目的用, 그리고 高分解能用의 순서로 되어 있다. 이와 같은 순서는 각 콜리메타의 型에서 사용된 콜리메타와 직접적인 관계가 있다. 이러한 曲線은 가장 좋은 空間的 分解能을 얻기 위하여 가능한 콜리메타를 惠

者에게 密着 키는 것이 重要함을 제시하고 있다. 또한 高分解能用 콜리메타에 비하여 高感度用 콜리메타는 매우 얕은 깊이에 있는 痘巢에 關한 像을 선명하게 만들 수 없기 때문에, 어떤 臓器構造內에 깊게 존재하고 있는 痘巢들을 檢出하기에 어렵다는 理由를 나타내고 있다.

平行多孔型 콜리메타의 幾何學的 効率에 關한 一般的의 式은 한 점으로 모이는 또는 방사하는 구멍을 가지는 콜리메타와 만찬가지로

$$G = N \frac{A_o}{A_D} \left(\frac{a_o a_D}{4 \pi t_e^2} \right)$$

으로 표시한다. 여기서 A_o 는 線源의 領域, A_D 는 檢出器의 照射野 領域이고, a_o 는 点선원측에 있는 콜리메타 구멍의 領域, a_D 는 檢出器측에 있는 콜리메타 구멍의 領域을 뜻한다. 그리고 t_e 는 有効 콜리메타의 두께이다. 檢出器의 照射野보다 더 큰 直徑을 가지는

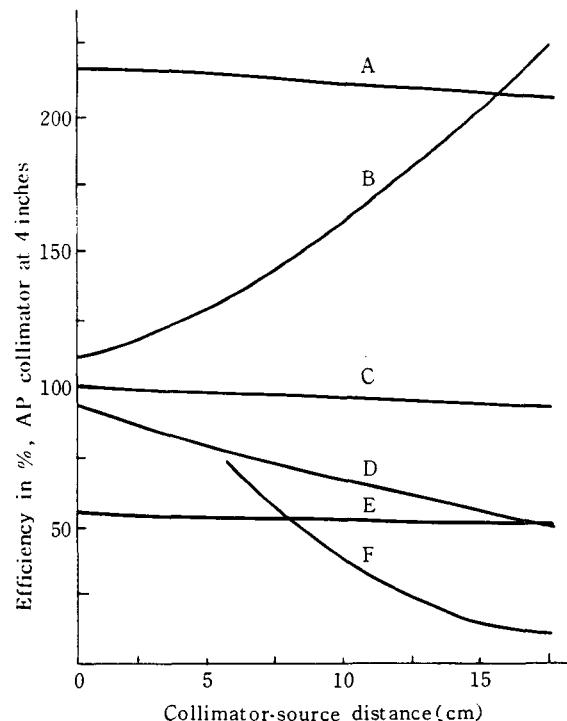


Fig. 6. Effect of collimator-planar source distance on geometrical efficiency for various collimator types in comparison with all-purpose (AP) collimator. A, High-sensitivity; B, converging; C, all-purpose; D, diverging; E, high-resolution; F, pinhole.(Modified from Moyer, R. A.: J. Nucl. Med. 15: 59, 1974)

放射能이 포함된 面線源에 접한 平行多孔形 콜리메타는 $a_D = a_0$, 그리고 $A_0 = A_D$ 가 된다. 그러므로, 평행다공형 콜리메타에 대한 G_p 는

$$G_p = \frac{N (a_D)^2}{4 \pi t^2} \quad (6)$$

이 된다. 평행다공형 콜리메타의 G_p 는 본래는 깊이와 콜리메타의 전면부터 面線源간 거리와는 관계가 없다. 따라서, 散亂과 減弱이 없는 경우에, 모든 거리에 있는 큰 面線源으로부터 일정한 計數率이 얻어지게 될 것이다. 왜냐하면 線源面積과 結晶과相互作用하는 photon의 數는 어느 정도의 깊이에 따라增加된다. 幾何學的 効率에 關한 거리의 효과는 그림 6과 같다.

결론적으로, 平行多孔型 콜리메타의 根本的인 性質은 다음과 같다. (1) 像의 크기는 콜리메타와 線源間 거리와는 관계가 없다. (2) 空氣 중에서 깊이에 대한 反應은 均一하다. (3) 幾何學의 空間的 分解는 콜리메타의 表面에서 가장 좋고 콜리메타와 線源間 거리가 증가됨에 따라 감소된다. 이것은 초점면 부근에서 가장 좋고, 초점면의 위쪽과 아래의 거리에 따라서 幾何學의 空間的 分解能이 감소되고 있는 초점형 콜리메타와 比較할 수 있다.

一般的으로, 平行多孔型 콜리메타는 像을 만들려고 하는 큰 簿器에 關해서는 空間的 分解와 幾何學 効率에 있어서 가장 좋은 trade-off 를 나타내고 있다.

2. Pin hole type 콜리메타

핀홀 콜리메타는 검출기의 面으로부터 거리 t 에서 작은 구멍의 開口部 끝이 가늘어지는 형태로서 남과 같은 차폐물질로 되어 있다. 이러한 幾何學的 形態는 線源으로부터 檢出器까지 直線으로 入射되는 photon에 依하여 反轉된 像을 만들게 된다.

pin hole 콜리메타의 幾何學의 空間的 分解 $Rgph$ 는

$$Rgph = \frac{(t + b) d_e}{t} \quad (7)$$

로 주어진다. 여기서 t 는 開口部와 檢出器까지의 거리, 그리고 d_e 는 開口部의 有効直徑, b 는 線源에서 開口部까지의 거리를 나타낸다. 開口部의 有効直徑은 實際의 直徑 d 보다 약간 크다. 그 이유는 入射되는 photon에 依하여 開口部의 모서리에서 피할 수 없는 透過가 일어나기 때문이다. 透過되는 γ 線의 量은 그 에너지의 程度에 따라 變化되기 때문에, 使用者들이 像을 만드는데 利用되는 γ 線의 에너지에 대하여 가

장 適當한 物質을 選擇할 수 있도록 텅그스텐, 백금 그리고 납으로 만들어진 삽입물을 획득할 수가 있다. pin hole 開口部의 有効直徑 d_e 는

$$d_e = [d (d + 2\mu^{-1} \tan \alpha)]^{\frac{1}{2}} \quad (8)$$

과 같은 公式에 依하여 求한다. α 는 콜리메타 벽사의 각도이며 μ^{-1} 는 開口部 物質의 線吸收係數이다. 一定한 길이 t 를 가지는 pin hole 콜리메타의 空間的 分解能은 開口部의 크기를 적게 하거나 혹은 開口部부터 線源까지의 거리를 감소 시킴으로서 向上될 수 있다는 것은 公式 7에서 볼 수 있다. 兩者擇一로, 空間分解는 콜리메타의 길이 t 를 증가 시킴으로서 또한 向上될 수도 있다.

pin hole 콜리메타의 확대하는 性質은 全體의 裝置 分解 R_o 가 좋아 질 수 있다. 向上의 程度는 다음의 關係式에 따라서 확대에 依하여 달라 진다.

$$R_o = \sqrt{(Rgph)^2 + (\frac{b}{t} R_i) + (R_s)^2} \quad (9)$$

R_s 는 空間的 分解 중에서 散亂成分이고, R_i 는 카메라裝置의 固有한 空間的 分解로서 이는 에너지에 따라 다르다. 그 예로 0.360 MeV 에서는 약 6mm, 0.140 MeV 에서는 약 9.5mm 의 R_i 값을 갖는다. 그리고 b/t 는 콜리메타 길이 t 와 開口部부터 線源까지의 거리 b 와 關聯된 확대계수이다. 裝置의 分解에 關한

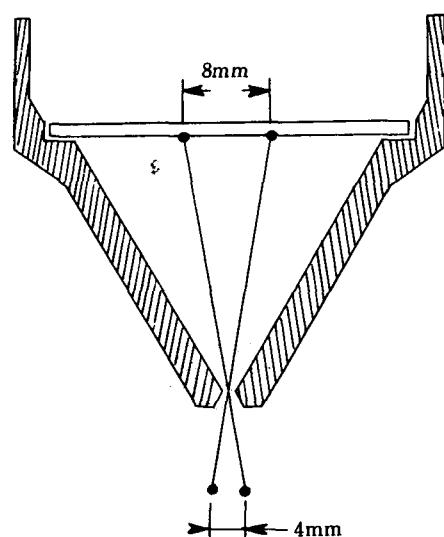


Fig. 7. Two sources separated by distance of 4mm are resolved by imaging device having intrinsic spatial resolution of 6mm because of magnifying properties of pinhole collimator.

向上은 b 가 t 보다 적을 때 일어 나게 되는데, 그結果로 생기는 확대 계수는 實際로 固有한 分解能의 기여를 감소케 한다.

이와 같이 재미있는 現象에 關한 간단한 例는 6 mm의 固有한 空間的 分解를 가지고 있다고 가정한 카메라裝置에 대한 그림은 7에서 나타났다(이것은 6 mm 보다 작은 거리로 分離된 線線源을 分解할 수 없는 裝置를 의미한다). 그 例로서 像을 만들려고 하는 2개의 線線源은 4mm 만 떨어져 있어야 한다. 그러나, 보는 바와 같이, 펀홀 콜리메타의 확대되는 性質은 線線源으로 부터 放出된 photon으로 하여금 8mm의 分離거리에서 檢出器와 相互作用케 한다. 그러므로

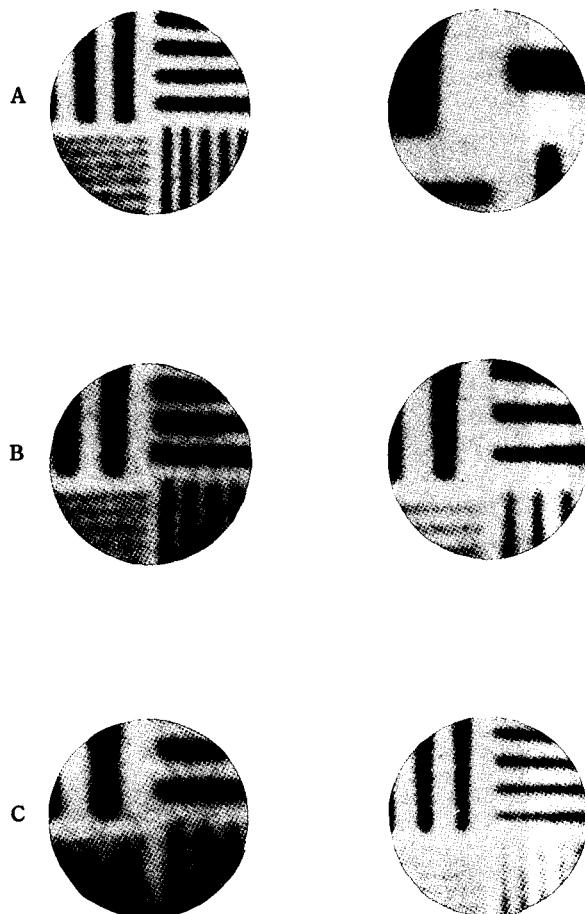


Fig. 8. Images of bar phantom obtained at source-aperture distances of 1, 3, and 5 inches(A to C respectively) for converging(left) and pin-hole(right) collimators.

로, 그 두개의 線線源은 最終的인 像에서 分解된다.

公式 7은 pin hole 콜리메타에 대한 具器의 空間的 分解는 線線源이 콜리메타의 表面에 있을 때 가장 좋으며 開口部와 線線源間 거리의 증가에 따라서 감소한다는 것을 說明하여 주고 있다. 이 關係는 그림 5에서 圖表로 보여 주었다. 그 외에, 그림 8은 콜리메타의 표면으로 부터 여러가지의 다른 거리에 위치한 bar phantom 像의 空間的 分解能과 거리에 따른 擴大的 影響을 나타낸 것이다.

점선원에 대한 pin hole 콜리메타의 幾何學的 効率은

$$Gph = \frac{d_e^2 \sin^2 \theta}{16 b^2} \quad (10)$$

에 의하여 표시된다. d_e 는 開口部의 有效直徑, b 는 開口部로부터 放射能을 包含하고 있는 線線源까지의 거리이다. 그리고 θ 는 그림 1의 C에 나타난 角度이다.

特別한 경우에, 점선원이 콜리메타의 中心軸을 따라서 位置한 곳에서는 θ 가 90° 가 되기 때문에, 幾何學的 効率은

$$Gph = \frac{d_e^2}{16 b^2} \quad (11)$$

이 된다. θ 가 90° 보다 감소될 때, 콜리메타의 中心軸을 따라서 얻어진 값과 比較해 볼 때 幾何學的 効率은 減少한다는 것을 公式 10에서 볼 수 있다. 그러므로, 幾何學的 効率은 開口部와 線線源間 一定한 거리에서 모든 面을 통하여 일정하지 않다. 高에너지의 γ 線인 境遇에, 融光結晶體를 통하는 γ 線의 斜角通路 때문에 光電 peak 檢出効率에 의하여 이러한 影響은 部分적으로 張生한다. 펀홀 콜리메타의 幾何學的 効率에 關한 開口部와 線線源間 거리의 効果는 그림 6에 표시하였다. 펀홀 콜리메타의 空間的 分解와 幾何學的 効率은 線線源부터 開口部까지의 거리가 증가함에 따라서 더욱 나빠지게 된다고 結論을 내릴 수 있다. 一定한 크기의 照射野인 경우, 큰 α 의 角度로 고안된 펀홀 콜리메타는 가장 좋은 感度와 分解를 提供해 준다. 그러나, α 가 너무 클 때, 線線源으로부터 콜리메타까지의 거리가 매우 작아지며, 그리고 空間的 分解와 幾何學的 効率이 모두 지나치게 低下되고 있음을 주의하여야 된다. 그외에, 큰 α 의 角度는 짧은 거리에서 空間的 分解와 幾何學的 効率에 있어서 급격한 變化를 초래한다. 콜리메타의 幾何學은 거리에 따라서 照射野의 크기에 급격한 變화를 야기시키고, 像을 만들려고 하는 檢查儀器의 構造가 축소된다는 사실과 연관되고 있다. 이러한 像을 判讀하는 데는 많은 어려움을 준다.

一般的으로, pin hole collimator는 甲狀腺과 같은 작은 器管에 대하여 가장 좋은 trade-off를 제공한다.

3. Diverging 콜리메타

diverging collimator는 多孔을 가지고 있으며, 이는 콜리메타의 中心軸으로부터 멀어질 수록 큰 각도로 放射되는 형태로 되어 있다. 즉, 각 구멍의 形狀과 配置는 結晶面側에서 볼 때 taper型으로 고안된 것이다(그림 1의 D). 이 콜리메타는 肺와 肝과 같은 큰 器管의 構造를 像을 만들려고 할 때, 線源과 콜리메타의 표면간 거리를 증가 시킴으로서 檢出器의 照射野를 크게 하기 위하여 고안되었다. 이 콜리메타를 사용해서 콜리메타와 線源間 거리가 증가할 때, 照射野는 크게 된다. 그러나, 幾何學的 効率은 減少되고 그리고 空間的 分解는 멀어진다. 이러한 性質은 그림 5, 6에 그려져 있다.

IV. 結論

결론적으로, 콜리메타는 像을 形成하는데 있어서 매우 重要的 영향을 미치고 있다. 즉, 檢查臓器에 대한 콜리메타의 空間的 分解能과 幾何學的 効率에 따라서 情報의 充實度가 좌우된다. 그러므로, 檢查裝置에 따라 달리 使用되는 콜리메타의 機能에 關한 特性을 보다 잘 이해할 필요가 있다. 콜리메타의 기능에 관한 評述方法들은 여러가지가 있으나 使用者が 할 수 있는 범위에서 選擇하여 해 볼必要가 있다. 그리고 가능한 검사할 때마다 空間的 分解能과 幾何學的 効率에 있어서 理想의 trade-off를 선택하는 것이 重要하다.

고 또한 像을 만들 때 使用하는 放射性 同位元素의 主要한 에너지에 대한 적당한 콜리메타의 型을 利用하여야 된다. 그러므로서, 보다 더 滿足한 像의 質을 유도케 하여 올바른 診斷情報量을 提供하게 될 것이다.

参考文献

1. Robert C. Lange : Nuclear Medicine for Technicians, Year Book Medical Publishers, Inc., 78, 1973.
2. 韓國放射線技術研究會編 : 放射性同位元素検査技術, 新光出版社, 55, 1979
3. William R. Hendee : Medical Radiation Physics, Year Book Medical Publishers, InC., 418, 1973
4. Kenny, P. J.: Collimation for Rectilinear Scanners and Camera Imaging Equipment, Semin Nuc 1. Med., 3, 259, 1973
5. F. David Rollo ; Nuclear Medicine Physics, Instruments, and Agents, The C. V. Mosby Company, 401, 1975
6. J. T. Andrews, M. Jean Milne : Nuclear Medicine, A Wiley Medical Publication, 359, 1977
7. Paul J. Early, Muhammad Abdel Razzak, D. Bruce Sodee : Textbook of Nuclear Medicine Technology, The C. V. Mosby Company, 199, 1979
8. Sheldon Baum, Roland Bram lef : Basic Nuclear Medicine, Appleton-Century-Crofts, 220, 1975
9. D. Bruce Sodee, Paul J. Early : Technology and Inter-Detection of Nuclear Medicine Procedure, The C. V. Company, 72, 1975