ノート

濃度補償フィルタの被曝線量低減効果

勝田 稔三・中島 直・桑野 忠雄

上田 講記*・佐々木 靖広・吉田 次郎

大阪府立成人病センター放射線診断科放射線技師室

*(現)大阪がん予防検診センター検診第一部

(論文受理 1992年7月15日)

(最終論文受理 1992年11月20日)

(Code No. 114.2, 496.9)

Key words: exposure dose, area dose, compensating filter.

EFFECT OF EXPOSURE DOSE REDUCTION USING
A COMPENSATING FILTER

TOSHIZO KATSUDA, TADASHI NAKAJIMA, TADAO KUWANO
KOUKI UEDA*, YASUHIRO SASAKI, JIRO YOSHIDA

Radiological Technology Section, Department of Diagnostic Radiology. The Center for Adult Diseases, Osaka.

* Presently: The Osaka Cancer Prevention and Detection Center.

Summary

It is empirically said that the application of the compensating filter leads to a decrease in the exposure dose of the filter-inserted area and an increase in that of the otherwise area. Using the area-dosimeter, comparison was made of exposure doses by the application of the above filter and the otherwise filter in head simple X-P, abdominal angiography and lower extremity X-P. Using the filter for head simple X-P and Mix-Dp phantom, measurement was made of the absorbed dose at the 5 cm-depth to compare the rate of decrease in absorbed dose between the above both areas.

Head simple X-P gained a decrease in area dose of 29%. The absorbed dose at the 5 cm-depth in the phantom experiment showed a decrease of over 26% at the filter-inserted area, but little increase at the otherwise area.

The above results indicated the interposition of the filter between the X-ray tube and the object to lead to decreases not only in the area dose but also in the patient's exposure dose.

1. はじめに

一枚のX線写真を考えた場合、写真濃度は低濃度部から高濃度部まで分布している。被写体厚の厚い部分を適正濃度領域としX線を照射すると、薄い部分は過濃度となる。過濃度部分は読影不能となり、被検者にとっては単にX線を被曝したのみと考えられる。濃度補償フィルタ（以下フィルタ）はこの過濃度を緩和し、読影可能にする目的で使用される¹⁻⁵⁾。しかし、被検者の被曝線量低減に関して考察されたことはほとんどない。フィルタをX線管と被写体間に位置させX線を照射すると、フィルタ領域の照射線量が減少する。これは被検者の被曝線量も低減されている可能性を意味する。また、フィルタを挿入するとX線管負荷が増加するともいわれている⁶⁾。X線管負荷が増加すると、フィルタ未挿入領域の被曝線量の増加が伴うとも経験的にいわれているが、定量的に評価した例はない。著者らはフィルタの使用頻度を高めることにより、被検者の被曝低減が可能と考えた。フィルタ使用、非使用での面積線量の低減率を求め、被検者の被曝線量低減を定量的に評価した。また、頭部用フィルタとファントムを用いフィルタ挿入部および未挿入部におけるフィルタ使用、非使用での吸収線量も比較したので報告する。

2. 方法および材料

2.1 使用フィルタ

使用したフィルタは当成人病センターにおいて作製した物を用いた。

頭部単純撮影用フィルタはアルミニウムを用い、当成人病センターの撮影条件に添うよう最大厚を20 mmとし作製した (Fig. 1)。

Fig. 1 An alminum compensating filter for skull radiography. Maximum thickness 20 mm.

腹部血管造影用フィルタは横隔膜部用と側腹壁部用の2種類を用いた。横隔膜部用フィルタは当成人病センターにおいて開発作製した物で、アルミニウムを用い最大厚20 mmとした^{1,6)} (Fig. 2A)。また、側腹壁部用フィルタは新開⁷⁾らが開発したフィルタを基準としたが、材料に1 mm 当たり0.02 mmPb 当量の含鉛アクリル14 mm厚を用いた (Fig. 2B)。

下肢長尺撮影用フィルタは感度補償増感紙 US-II (化成オプトニクス社製) に一致するように当成人病センターにおいて開発作製した。1 mm 当たり0.043 mmPb 当量の含鉛アクリルを用い最大厚3.5 mmとした⁸⁾ (Fig. 3)。

Fig. 2 A: An aluminum compensating filter over a diaphragmatic region for hepatic angiography. Maximum thickness 20 mm. B: Lateral filters for hepatic angiography. These were made of lead-loaded acrylic material (0.02 mm Pb equivalent par 1 mm). Maximum thickness of these are 14 mm.

Fig. 3 A compensating filter for full length of lower extremity radiography. This was made of lead-loaded acrylic material (0.043 mm Pb equivalent par 1 mm). Maximum thickness of it is 3.5 mm.

2.2 面積線量低減率の測定

画像生成に関与しかつ不必要なX線のフィルタによる低減率を調べるため、次の3種の撮影法において、PTW-FREIBURG社製面積線量計DIAMENTOR-M(VICTOREEN社製RADOCON II型33 cc指頭型プローブにて校正)および人体ファントムを用いフィルタ使用非使用での面積線量を測定した。1) 頭部単純正面撮影: 照射野の大きさ25.4 cm×30.5 cm, 焦点フィルム間距離(SFD) 110 cm, 管電圧75 kV, Photo timer撮影(Siemens社製OrbixとPolydoros 50Sを使用)。2) 腹部血管造影: 照射野35 cm×35 cm, SFD100 cm, 管電圧75 kV, Photo timer撮影(Philips社製super-100使用)。3) 下肢長尺撮影: 照射野35.0 cm×105 cm, SFD 260 cm, 管電圧80 kV, 200 mA, 0.8 sec(東芝社製KX015を使用)。Fig. 4に面積線量計と頭部単純撮影用フィルタの設定位置の模式図を示す。

2.3 ファントムによる5 cm 深部での吸収線量の測定

被曝線量が低減されていることを調べるため、頭部単純正面撮影用フィルタを用いファントム実験をおこなった。

Mix-Dp厚20 cmのファントム内で、表面から5 cmの位置に指頭型33 ccプローブ(VICTOREEN社製RADOCON II型を使用)を置き、X線束中心および2.5 cmの間隔で10 cmまでの5点においてフィルタ使用、非使用時の吸収線量を測定した。照射野は25.4 cm×30.5 cm, SFD 110 cm, 管電圧75 kVとし、写真中心の濃度を一定にする条件にて照射した(Siemens社製OrbixとPolydoros 50Sを使用)。なお、測定方向は冠状面方向にて測定したので、X線管の方向は長軸方向となった。

3. 結 果

3.1 面積線量低減率の測定

頭部単純撮影での面積線量は、フィルタ非使用時に $35 \text{ R}\cdot\text{cm}^2$ ($1 \text{ R}=2.58\times 10^{-4} \text{ C/kg}$)、使用時に $25 \text{ R}\cdot\text{cm}^2$ となり、面積線量低減率は29%になった。腹部血管造影および下肢長尺撮影の結果をTable 1に示す。また、それぞれの撮影方法におけるX線管負荷の増加をTable 2に示す。

3.2 ファントムによる5 cm 深部での吸収線量の測定

フィルタ非使用時の測定値を100%として比較すると、フィルタ使用時X線中心軸上で104%と増加した。X線中

Fig. 4 A schematic diagram of measurement points of area dose and absorbed doses. Area dosimeter is placed between filters and phantom. Absorbed doses were measured at 5 cm depth in a Mix-Dp phantom. Distances between the adjacent two measurement points are 2.5 cm. Thickness of a phantom is 20 cm. Measurements were performed in the axial direction for to use skull radiography.

Table 1 Comparison of area doses among three different radiograms

Filter	Area Dose ($\text{R}\cdot\text{cm}^2$)*		Reduction (%)
	(-)	(+)	
Skull	35	25	29
Hepatic	136	72	47
Lower Extremity	338	77	80

*1 $\text{R}=2.58\times 10^{-4} \text{ C/kg}$

Table 2 Tube loads increasing among three different radiograms

Filter	mAs		increase (%)
	(-)	(+)	
Skull	25	28	12.0
Hepatic	21	23	9.5
Lower Extremity	16	16	0.0

Fig. 5 Results of measurement of absorbed doses at a 5 cm depth in a phantom were plotted based on a measurement value at the isocenter without any filter. Marks "○" are the measurement values that were taken without any filter. Marks "●" are the measurement values that were taken with a filter.

心軸上から2.5 cm の位置ではフィルタ使用, 非使用とも同値となり変化がなかった。しかし, 5 cm 離れた点では急激に測定値が減少し, フィルタを使用で74%となり線量低減率は26%であった。

次に7.5 cm 離れた位置ではフィルタ使用で36%となり線量低減率は64%であった。また10 cm の位置ではフィルタを使用で19%となり線量低減率は81%であった (Fig. 5)。

4. 考 察

4.1 評価方法

1983年 Gray ら⁹⁾ が全脊椎撮影にフィルタおよび高感度増感紙などを使用し, 被検者に対しての被曝低減効果について TLD を用いて測定している。また同年, Feczku ら¹⁰⁾ は前者と同様の測定方法で大腸注腸 decubitus 撮影にフィルタを用い, 14%から19%の被曝線量低減があると述べている。臨床使用するフィルタの厚さは各部分により異なるので, 評価する位置を点にとると全体的な把握ができない。

例えば, 腹部血管造影時のフィルタ位置は Fig. 6 に示すようになる。フィルタ厚は横隔膜部用では, A の部分は20 mm アルミニウム一定だが A' の部分では0 mm から20 mm まで変化している。同様に, 側腹壁部用でも B 部分は含鉛アクリル14 mm 一定だが, B' の部分では0

Fig. 6 The filter's areas on one of hepatic angiography.

Marks "A" are maximum thickness areas of a diaphragmatic compensating filter and marks "A'" are the slope areas of it.

Marks "B" are maximum thickness areas of lateral compensating filters and marks "B'" are slope areas of these.

Mark "C" is an overlap area of diaphragmatic compensating filter and lateral filter.

Mark "D" is a diaphragm. Mark "H" is a hepatic artery. Mark "P" is a subphrenic artery. Mark "S" is splenic artery.

mm から14 mm まで変化している。このように濃度補償する部位は, フィルタのスロープ部分が主である。つまり, スロープの部分において TLD などを用い点による X 線量を測定した場合, 評価は不正確となり全体の評価はできない。

面積線量計を用いて測定した場合は, 照射野内のフィルタ領域をすべて評価できる。つまり, 腹部血管造影のように被写体外照射野が無い場合, フィルタによって低減された照射線量は, 被検者に対して低減された照射線量といえる。

著者らは面積線量計を用いフィルタ挿入領域を含め, 照射野全面において評価した。

4.2 面積線量と被曝線量

面積線量の低減率を, 即被曝線量の低減率と考えることはできない。つまり照射野の面積と被写体の面積が同一でなく, 撮影部位によりその比は異なる。腹部血管造影では照射野の大きさを被検者の側腹部とするので, 照射野の面積と被写体の面積は同一と考えられる。しかし,

Fig. 7 Full length lower extremity radiograms with or without a filter are shown. A is a radiograph using a filter combined with gradient screen US-II: from the hip joints to ankle joints were able to be assessed due to similar densities. B is a radiograph using a gradient screen without a filter: melther tibias was not assessed due to an over density.

胸部や他の部位の撮影では照射野は矩形であるのに対し被写体の形状は様々であり、面積線量計での値には被写体外照射野の照射線量も含まれる。フィルタによる被曝線量低減にはこの被写体外照射野における照射線量の低減も含まれているので注意する必要がある。

下肢長尺撮影ではフィルタ形状が股関節から足関節の方向に厚さが変化しているので、照射野の中にかかわらず照射線量低減率は一定と考える。Fig. 7A,Bに臨床写真を示す。

頭部単純撮影のように被写体が複雑な形状の場合、線量の評価は困難である。当成人病センターにおける頭部単純撮影は平行絞りに円形絞りを併用している。被写体外照射野は少なく、面積線量により評価しても問題はないと考える。

4.3 X線管負荷の増加と被曝線量の変化

Feczku ら¹⁰⁾は大腸注腸 decubitus 撮影にフィルタを用い、14%から19%の被曝線量低減があるが、X線管負荷の増加が管電流で30%から142%あると述べている。しかし、測定点はフィルタ挿入部分であり、フィルタ未挿入領域での被曝線量については検討されていない。著者らの実験でも、頭部撮影においてX線管負荷は12%のmAs値の増加として認められた。しかしMix-Dpの5cm深部における吸収線量は、頭部フィルタを挿入しても非挿入部分の変化にほとんど影響なく、X線中心軸上で4%の増加であり、2.5cm離れた位置では増加はなかった。腹部血管造影において側方フィルタのみを使用した場合は、X線管負荷の増加は認められず、横隔膜フィルタを同時に使用すると撮影時間で9.5%の増加があった。この理由としてPhoto timerの受光部の大きさと位置、基準とする適正濃度領域の設定位置の異なり、あるいはフィルタ領域の異なりなどによると考えられる。また、下肢長尺撮影ではフィルタ使用、非使用とも同一撮影条件にて撮影したが大腿骨骨頭部の濃度に変化はなかった。

4.4 フィルタの設定位置

Vezina ら¹¹⁾は1985年に肩部濃度補償に対しシリコン製のフィルタを被写体とフィルムとの間に位置させ、濃度補償と撮影体位に対し利点を述べている。しかし、フィルタを被写体とフィルムとの間に位置させると、X線は被写体を透過した後に補償され、被曝線量の減少に関与しない。被検者の被曝の問題を考慮するならば適切な方法であるとは言えない。著者らはX線管と被写体の間(コリメーター前面)にフィルタを取り付けることにより面積線量で29%以上低減した。つまり被検者の被曝の問題を考慮するならばフィルタはX線管と被写体の間に位置させるべきである。

5. おわりに

測定結果から、フィルタの面積線量低減率は、重要な値を示しているといえる。フィルタを用いると面積線量が低減され、ファントム実験の結果から吸収線量も低減された。また、フィルタ非挿入部分における吸収線量はX線管負荷が増加した場合でもほとんど増加しなかった。すなわち、通常のX線撮影時フィルタを使用頻度を高めることは被検者の被曝低減に役立つと考える。

謝 辞

稿を終えるにあたり本研究をご指導いただきました当成人病センター放射線診断科部長黒田純知医師、ならび

にご協力下さいました放射線技師諸兄に感謝いたします。
なお、本研究の一部は第 3 回大阪府放射線技師学術大会
にて発表した。

参考文献

- 1) Katsuda T., Hori S., Fujita M., et al.: A diaphragmatic compensating filter for hepatic angiography. *Radiography today*, 57, 646, 20-23, (1991).
- 2) Smith DC., John T.: Adjustable sliding aluminum wedge filter: device for angiographic enhancement. *Radiol. Technol*, 49, 4, 459-471, (1977).
- 3) Crow W., Guinto, Jr FC., Segura T.: Aluminum-wedge filter for improve arch aortograms. *Radiology*, 146, 5, 542, (1983).
- 4) Peterson R., Rohr, Jr W.: Improved assessment for lower extremity alignment using new roentgenographic techniques. *Clin. Orthop.* 219, 112-119, (1987).
- 5) Marugg S., Streule K., Hedtler W., et al.: Additive filtering. *Bri. J. Radiol*, 63, 800-801, (1990).
- 6) 勝田稔三, 桑野忠雄, 中島 直, 他: 肝動脈造影における濃度補償フィルタ (横隔膜フィルタ) の検討. *日放技学*, 45, 12, 1825-1831, (1989).
- 7) 新開英秀: 腹部血管造影撮影における技術的緒問題. *日放技学*, 31, 3, 221-230, (1975).
- 8) 桑野忠雄, 勝田稔三, 中島 直, 他: 下肢長尺撮影における補償フィルタの一考察. *日放技学関西支部報*, 3, 16-17, (1990).
- 9) Gray JE., Hoffman AD., Peterson MA.: Reduction of radiation exposure during radiography for scoliosis. *J. Bone and Joint Surg.* 65-A, 1, 5-12, (1983).
- 10) Feczku PJ., Hagggar AM., Rauch PL., et al.: Compensation filtration for decubitus radiography during double-contrast barium enema examination. *Radiology*, 49, 3, 848-850, (1983).
- 11) Vezina LA.: Compensation filter for shoulder radiography. *Radiology*, 155, 3, 823, (1985).

本誌11号所載の論文「コンピューテッドラジオグラフィにおけるレーザープリンタのウィナーズスペクトル測定について誤りがありました。訂正いたします。

- p. 1941 左22行目 Fig. 1 → Fig. 2
Fig. 2 → Fig. 3
右 3 行目 Fig. 3 → Fig. 4 (2カ所)
- p. 1942 左 1 行目 Fig. 3 → Fig. 4
右 1 行目 Fig. 1 → Fig. 2
- p. 1943 左 9 行目 Fig. 1, 3 → Fig. 2, 4
左19行目 Fig. 4 → Fig. 5 (2カ所)
左26行目 Fig. 4 → Fig. 5
- p. 1944 右 9 行目 文献11)に追加
Proc. SPIE 914, 877-891 (1988).