

CT線量測定用標準ファントム (FDA, 2003d; Shope et al., 1981) は、患者からの散乱線に限定して、このレポートでは頭部と体幹部を表すために合理的に用いられる。これらのファントムは、頭部と体幹部の直径がそれぞれ 16cm と 32cm で、長さが約 15cm の円柱アクリルである。

一次線は通常検出器やガントリーによって散乱線レベルまで減弱されるので、二次線（主に散乱線と漏えい線）のみが考慮される。総回転数 N_R からなる axial スキャンまたはヘリカルスキャンでは、任意のファントム径に対する 1m の距離における散乱空気カーマは axial 方向 z に沿った累積吸収線量 $D(z)$ の線積分値に比例していることが予測される [すなわち、線量・線積分 (DLI)] (Dixon, 2003)。

$$K_S^1 = \kappa \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz = \kappa DLI = \kappa N_R \int_{-\infty}^{\infty} f(z) dz \quad (5.1)$$

κ は比例定数であり、 $f(z)$ はシングル axial 回転から生じる線量プロファイルを示す (ファントムの動きが全くない場合)。長さ 10cm (100mm) の (空気カーマを単位にした) 電離箱を用いて、1 回の axial 回転で測定された CT 線量指標 ($CTDI_{100}$) は以下のように定義される (EC, 1999; IEC, 2002)。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T_b} \int_{-5 \text{ cm}}^{5 \text{ cm}} f(z) dz \quad (5.2)$$

ここで、 T_b は回転軸上の公称ビーム幅 (1 回転あたり幅 T_n の n スライスが得られるマルチスライス CT 装置では、 $T_b = nT_n$) を示す。

したがって、1m の地点での患者当たりの散乱空気カーマは次式のように近似できる。

$$K_S^1 = \kappa DLI \approx \kappa N_R T_b CTDI_{100} \quad (5.3)$$

DLI は線量と長さの積 (DLP) に類似しているが、ファントム内の中心軸もしくはファントム周辺部のどちらかの単一軸のみ用いられる。

これは患者のスキャン長 $L = N_R b$ で表すことができる。パラメータ b は axial スキャンに対するスキャン間隔であり、 $b = v \tau$ はヘリカルスキャンに対する 1 回転当たりのテーブル移動である。

$$K_S^1 = \kappa \frac{L}{p} CTDI_{100} \quad (5.4)$$

この方法論は、一般的に CT メーカーより提示された「砂時計」のようにくびれた線量分布よりむしろ等方散乱された放射線分布を仮定している。X 線管回転面では、散乱線はガントリーによる減衰によりかなり減少する。実際に、散乱線レベルは X 線管回転面で約 30 度の角度に達するまで最大値には達しない。このことは、Sutton and Williams (2000) によって議論されたように、必要ならば床と天井の遮へい厚を減少させる斜角係数 ($\cos \theta$) が使用できる。角度 θ は遮へい体に対する入射角である。

このレポートでは、ファントム表面下 1cm の周辺部軸を基準軸として使用される。FDA (2003d) の頭部と体幹部ファントムの周辺部軸に対する 1cm 当たりの散乱係数 (κ) は測定により以下の値が得られた。

$\kappa_{\text{head}} = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$	(5.5a)
$\kappa_{\text{body}} = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$	(5.5b)

これらの測定された κ 値は少量の管漏えい線の成分を含んでいるので、それらから算出された空気カーマを K_{sec} として示す。様々な CT 装置に対する CTDI_{100} 値を一覧表にしたものが Imaging Performance Assessment of Computed Tomography Scanners (ImPACT, 2004) のウェブサイトで見ることができる。これらの CTDI_{100} 値は、おおよそ管電圧の 2 乗として他の管電圧での CTDI_{100} 値に比例する (例えば、施設で通常 140kVp を使用することが決まっているなら、140kVp での CTDI_{100} は 120kVp の CTDI_{100} 値に 1.4 を掛けることで得られる。)。ImPACT (2004) のウェブサイトは、様々な管電圧における 100mAs 当たりの CTDI_{100} の実際の測定値が示されており、新しい CT 装置が利用可能になると定期的に更新される。しかしながら、このレポートで提供される散乱係数とともに CTDI_{100} の周辺部軸の値を使用することに注意が必要である。

$n\text{CTDI}_{100}$ を mAs 当たりの正規化された CTDI_{100} と定義した場合に、次式のように表すことができる。

$$K_{\text{sec}}^1 = \kappa N_R T_b \text{ mAs } n\text{CTDI}_{100} = \kappa \frac{L}{p} \text{ mAs } n\text{CTDI}_{100} \quad (5.6)$$

CTDI_{100} はメーカーから入手可能であるが、 CTDI_{100} を (よく下付き文字なしの CTDI として) 提供されている CTDI_{FDA} (FDA, 2003d) と混同しないよう注意すべきである。(McNitt-Gray, 2002)

例: CTDI_{100} を用いた簡単な事例として、マルチスライス CT 装置を考える。施設については、60 名の患者が 1 回の体幹部スキャンを受け、40 名の患者が 1 回の頭部スキャンを受けるとして、週 40 時間当たり 100 名の患者の稼働負荷を予測する。平均的な手法は、120kVp、 $T_b=2\text{cm}$ (例えば、1 回転あたり $4 \times 5\text{mm}$ スライスが収集される)、1 ピッチ・300mAs での頭部スキャンに対する平均スキャン長 $L=20\text{cm}$ 、1.35 ピッチ・250mAs での体幹部スキャンに対して $L=50\text{cm}$ を用いる。 $n\text{CTDI}_{100}$ 値は、頭部スキャンと体幹部スキャンに対してそれぞれ 0.223mGy/mAs と 0.138mGy/mAs である。

それ故に、式 5.6 から頭部 1 スキャンと体幹部 1 スキャンに対する 1m の距離での患者 1 人当たりの二次空気カーマ値はそれぞれ以下のとおりである。

$K_{\text{sec}}^1 (\text{head}) = (9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1})(20 \text{ cm})(300 \text{ mAs})(0.223 \text{ mGy mAs}^{-1})$
$= 0.12 \text{ mGy patient}^{-1}$
$K_{\text{sec}}^1 (\text{body}) = (3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}) \left(\frac{50 \text{ cm}}{1.35} \right) (250 \text{ mAs})(0.138 \text{ mGy mAs}^{-1})$
$= 0.38 \text{ mGy patient}^{-1}$

よって、アイソセンターから 3m の距離における管理区域外の区域および常時人が立ち入る区域境界における遮へいに関して、計 100 名の患者に対する遮へいされない週当たりの二次空気カーマは以下のとおりである。

$$K_{\text{sec}} = \left(\frac{1 \text{ m}}{3 \text{ m}} \right)^2 [40 (0.12) + 60 (0.38)] = 3.1 \text{ mGy week}^{-1}.$$

要求される遮へい体透過率は以下のとおりである。

$$B = \frac{0.02 \text{ mGy week}^{-1}}{3.1 \text{ mGy week}^{-1}} = 6.5 \times 10^{-3}.$$

CT 装置の減弱曲線（付録 A の図 A. 2）から得られる必要遮へい体厚は以下のとおりである。

$$x_{\text{barrier}} = 1.3 \text{ mm lead.}$$

したがって、1/16 インチの標準鉛厚（1.59mm）は、上述の条件の下ではこの遮へい体として適切である。最新のマルチスライス CT 装置を備えた CT 室において、標準コンクリートの床と天井では遮へい能力が不十分の可能性があることに注意することは重要である（Langer and Gray, 1998）。

5.6.1 線積分線量による方法

CT 装置は現在急速に大きな変化を遂げている。現在いくつかの CT メーカーは、装置のモニター上に実行したスキャン法に対して DLP 値または $CTDI_{\text{vol}}$ を表示している（Nagel, 2002）。関係式は次のとおりである。

$$DLP = CTDI_{\text{vol}} L \quad (5.7)$$

$$CTDI_{\text{vol}} = \frac{1/3 CTDI_{100, \text{center}} + 2/3 CTDI_{100, \text{periphery}}}{P} \quad (5.8)$$

さらに、患者のスキャン長 L は以下の式から得られる。

$$L = N_R b \quad (5.9)$$

関連ある使用条件を設定するために DLP を使用し、 $CTDI_{100}$ よりむしろ直接 DLP から遮へい要件を計算することは、より都合がよい。したがって、このセクションでは DLP を用いて遮へいがどのようにして決定されるかを再検証する。

体幹部ファントムにおける周辺部軸の $CTDI_{100}$ は中心軸の 2 倍で、2 つの軸に対する $CTDI_{100}$ が頭部ファントムにおいても同様と仮定した場合、関係式は次のようになる。

$$K_{\text{sec}}^{\text{I}} (\text{head}) = \kappa_{\text{head}} DLP \quad (5.10a)$$

$$K_{\text{sec}}^{\text{I}} (\text{body}) = 1.2 \kappa_{\text{body}} DLP \quad (5.10b)$$

臨床使用に関して、大半の CT 施設が多くの患者に対して複数の「検査手技コード」を利用することに最初に注意すべきである。例えば、腹部と骨盤は一般的に両方スキャンされるが、管理者によっては支払請求書の作成目的のために 2 つの「検査手技」とみなされる。以前にセクション 4.1.4 で議論した一般撮影での場合のように、検査手技数は患者数を上回る。しかしながら、CT 検査のような特別な場合では、週当たりの総稼働負荷値として患者数よりはむしろ検査手技数を使用することが妥当であり有益である。表

5.2 は現在提示されているいくつかの「検査手技」に対する標準的な DLP 値を示す。(Table 5.2 における) DLP 値は、EC (1999) による参考 DLP 値と米国放射線学会 (ACR) 認定プログラムから得られた米国での $CTDI_{vol}$ の平均値の評価によるものである。CT 技術の臨床応用が発展し続けていることで、これらの値を変更する可能性がある。

第二に、有資格者は注意すべき重要な警告がある。単一の検査手技コードは、一般的に検査 (例えば、腹部、骨盤、胸部または頭部) において造影剤ありと造影剤なしの両方の場合で用いられる。これは本質的には同じ解剖学的領域の 2 つのスキャンを表して、その結果 DLP を倍にしている。したがって、施設管理者は頭部と体幹部の検査手技の総数だけではなく、造影剤ありと造影剤なしの両方で行われるそれらの検査手技の数 (または割合) も提供するように要求すべきである。この検査手技の一組 (造影あり・なし) に対して、Table 5.2 の参考 DLP 値を倍にしなければならない。そのような情報がない場合、有資格者はすべての検査手技の 40% が造影剤ありで繰り返し行われると仮定することを提案する。つまり、Table 5.2 に示された参考 DLP 値を 1.4 倍した全平均 DLP になるということである。

TABLE 5.2—Currently suggested default DLP values per procedure.^{a,b,c}
For use as a guide in planning shielding in cases where facility-specific
DLP values are not available.

Procedure	$CTDI_{vol}$ (mGy)	Scan Length (L) (cm)	DLP (mGy cm)
Head	60	20	1,200
Chest	15	35	525
Abdomen	25	25	625
Pelvis	25	20	500
Body average (chest, abdomen or pelvis)			550

^aThese values result from reference values for DLP by EC (1999) and estimates of average values of $CTDI_{vol}$ in the United States derived from the American College of Radiology accreditation program. As indicated in Section 5.6.1, these values are subject to change in the future.

^bThe number of procedures will likely exceed the number of individual patients examined (Section 4.1.4).

^cFor the subset of procedures that is performed with and without contrast, the DLP value in Table 5.2 must be doubled.

例:1週間に150の体幹部検査と30の頭部検査がその施設で実施され、そのうちの40%に検査前後で造影剤を使用するスキャンを実施する。防護される区域は、CT装置のアイソセンターから3mの距離にある壁に隣接するヒトが常時出入りする不動産事務所である。表5.2から体幹部平均DLP値550mGy·cmと頭部DLP値1,200mGy·cmは、以下に示すように1.4を掛けることでそれぞれ770mGy·cmと1,680mGy·cmとなり、故にDLP値は増加する。式5.10から、造影前及び造影後検査が必要な検査手技に応じた1mの距離における二次空気カーマ値は以下の通りである。

$$K_{\text{sec}}^1 (\text{body}) = (1.2) (3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}) (550 \text{ mGy cm} \times 1.4) \\ = 0.28 \text{ mGy procedure}^{-1}$$

$$K_{\text{sec}}^1 (\text{head}) = (9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}) (1,200 \text{ mGy cm} \times 1.4) \\ = 0.15 \text{ mGy procedure}^{-1}$$

この例で示された検査手技からなる稼働負荷に関して、アイソセンターから 3m の距離における週当たりの遮へいされない二次空気カーマは以下のとおりである。

$$K_{\text{sec}} = \left(\frac{1 \text{ m}}{3 \text{ m}} \right)^2 [(150 \text{ procedures week}^{-1}) (0.28 \text{ mGy procedure}^{-1}) \\ + (30 \text{ procedures week}^{-1}) (0.15 \text{ mGy procedure}^{-1})] = 5.2 \text{ mGy week}^{-1}$$

占有係数 T=1 での一般公衆（管理区域外）区域に対する必要遮へい体の透過率は以下のとおりである。

$$B = \frac{0.02 \text{ mGy week}^{-1}}{5.2 \text{ mGy week}^{-1}} = 3.9 \times 10^{-3}$$

CT 装置に関する減衰曲線（付録 A の図 A. 2 参照）から得られる遮へい体厚は次のとおりである。

$$x_{\text{barrier}} = 1.5 \text{ mm lead.}$$

5. 6. 2 等線量分布図による方法

算出方法（Sutton and Williams, 2000）の代用として、メーカーによって提供された散乱線の等線量分布図を利用できる可能性がある。しかしながら、適切な臨床的手法に正規化するためには、線量分布の測定に利用される総スライス幅（ T_0 ）と測定条件（すなわち、kVp と mAs）に注意すべきである。また、使用したファントムの妥当性を評価すべきである。

5. 6. 3 注意事項

CT 室の遮へい設計に関するいくつかの注意事項がここで整理されている。mA・min/週で表される稼働負荷を利用する試みは勧告されない。これは、1 回転当たり総スライス幅 2cm のマルチスライス CT 装置が 1cm 幅のシングルスライス CT 装置の mA・min/週の単に 1/2 のみと考えるからである。しかし、散乱空気カーマはほとんど同じになる。

最後に、結局のところ使用した方法論にかかわらず、有資格者は急速な CT 撮像技術の進展に伴う変化に対応し、要求される放射線防護の程度が短期間および長期間の両方で達成されることを保証するために将来の進展を考慮することが不可欠である。

6. 放射線防護に関する施設検査

6.1 はじめに

放射線防護に関する施設検査は、有資格者もしくは有資格者の監督下で実施される X 線診療施設の評価である。検査は施設完成前に実施される場合もあるが、通常は施設完成後に実施される。調査目的は、従事者と一般公衆の防護を保証することである。調査は 2 つの基本的要素からなる。

1. 遮へい体が適切に設置され、互いに隣接し、欠損および隙間がないことを確認するための検査
2. 遮へい体が、管理区域付近の被ばくを、適切な占有係数で割られた当該の遮へい設計目標値まで十分に減弱させることを確認するための遮へいの妥当性を評価すること

有資格者による許可や不認可は、この報告書の勧告およびその他の連邦、州、地方の規則の遵守に基づくべきである。もし、調査により欠陥が明らかにされた場合は、遮へいの追加、もしくは装置や検査手技の変更が要求される。補足的な遮へい体が要求される場合には、調査は装置設置後に実施しなければならない。更に、放射線防護レベルを顕著に引き下げた場合にも調査を実施しなければならない。

6.2 空隙検査

一般撮影室の遮へいは、遮へい体の隙間によって防護が損なわれないように建造されるべきである。部屋の完成後に行われる修正は費用がかかり、混乱が生じる。それ故、設計者や建設作業員は、建設が完成した施設には隙間等の欠損がないことを確実にするよう有資格者に意見を聞くべきである。X 線診療施設に対する建設材料の記述と遮へい設計の原則については 2 章を参照。典型的な問題は以下のとおりである。

- ・ 通常は高さ 2.1m の鉛で裏打ちされた乾式壁体の羽目板は、上下逆さまに取り付けられるかもしれないので、床付近の遮へいに顕著な隙間が生じるかもしれない。
- ・ 壁の鉛は、遮へいの完全性に隙間があるまま、ドア枠または観察窓にきっちりと重なっていないかもしれない。(壁の鉛は図 2.4 に示されるように適切に重ねられるべきである)
- ・ 鉛 1cm あるいはそれ以上の推奨される重なり部分が存在しないので、鉛シート間の接続部の完全性は不十分であるかもしれない。
- ・ きっちりと取り付けられた遮へい体は、電気コンセント、接続ボックス、配管工事、空調ダクトなどの取り付けによる大きな裂け目または隙間によって後で損なわれるかもしれない。そのような隙間は、必要とされる防護レベルを維持できるように、追加遮へい体で裏打ちされるべきである。

完成した施設の遮へい体の空隙は、適切な X 線源、 γ 線源および GM 管、シンチレーション検出器等応答性が良く高感度の放射線検出器の使用によって位置を確認すべきである。メーターと警告音を備えた測定器の使用により、予想外に放射線透過の高い区域を見つけるのに時間が節約できる。X 線フィルムもまた、空隙検出のために使用することができる。照射時間は数秒に限定されるので、X 線源使用による空隙の検出は難しい。もうひとつの方法として、低管電流での連続照射が可能である撮影・透視室での X 線透視線源または移動型 C 型アーム X 線透視装置は、散乱ファントムと一緒に使用できる。放射性核種もまた使用することができるが、これらの線源の特定使用に関わる規制や許可の問題に注意する必要がある。放射性核種を使用する場合、 ^{99m}Tc のような低エネルギー

ギー線源が望ましい。医療機関が核医学部門を有するなら、検査者は遮へい能力を検査するための^{99m}Tcのサンプルを入手できる。そうでないなら、施設への放射性核種の輸送とそれに続く廃棄を特に認める放射性物質についての許可が必要である。

建築期間中の目視検査は、遮へい体には隙間がないことを確認するのに十分である。更に、目視検査は便利箱もしくはその他の隙間に対する鉛の遮へい体が、適切に取り付けられていることを確認するのに用いられるべきである。しかしながら、建設中の目視による検査後も遮へい体中に空隙が生じるので、施設完成後の空隙点検を実施しなければならない。小さな空隙がある場合の検出器の応答は、検出器の大きさに対する空隙の大きさと使用線源に対する鉛の透過率に依存するだろう。

6.3 遮へいの妥当性評価

施設での遮へい体によってもたらされる放射線防護レベルを評価する際の重要な要素とは、遮へい体の妥当性についての施設での有資格者による評価である。その評価は、鉛またはその他の物質の十分な厚みが、隣接区域の遮へい設計目標値を超えることなくX線検査を受ける患者数を推定する事で設定されているか、によって決定されるべきである。検査の一部は、通常各遮へい体によりもたらされるX線透過率の直接測定を含む。しかしながら場合によっては、目視検査により遮へい体の量や種類を確認することが可能である。建設期間中、有資格者に前もって相談する事が可能な場合（施設内の医学物理士のように）は、放射線測定無しに遮へい評価の様々な面について実施することが可能である。

この評価は、部屋の用途（稼働負荷、稼働負荷区分、使用係数）と近くの部屋の占有係数に関しての設計者の想定が間違っているかもしれないという理由で、重要である。部屋の用途に関する遮へい設計者の情報は、設計者もしくは施設管理に少し或いは全く関与しないX線装置業者から直接来たものかもしれない。検査者は、敷地内の観察とX線施設使用者へのインタビューに基づく想定される稼働負荷とその他の設計パラメータの独立した評価を実施すべきである。

6.3.1 遮へい体の有無と遮へい体厚決定のための遮へい構造の使用前検査

遮へい体の適切な種類と厚みのものが適切に取り付けられている（例えば、上下逆さまに取り付けられていないか）ことを観察するのに、建設途中に1回以上訪問するのは可能であろう。目視可能なら、石膏板もしくはドアに接着された鉛の厚さを、前もって決定できる。しかしながら、幾つかのドアには遮へい物質を分かりにくくする木製もしくはプラスチックでカバーされた縁がある。鉛板または鉛と他の遮へい物質間の重なり具合は見て取れる。床板のコンクリート厚さは、コンクリート形状設計または電気配線または配管工事のために開けられた穴からしばしば決定される。しかしながら、図 2.4 に図示されているとおり、単一の穴で決定される厚みは、部屋の床の最低厚みを示さない。更に、コンクリートのみの厚みは、密度が変わるので、遮へい能力を決定するのに十分ではない。

例えば、直接観察することで全ての必要な情報を得ることは実際的ではないが、使用物質の鉛当量とコンクリート密度を証明する文書を取得するか、もしくは物質サンプルを取得することが可能である。例えば供給者は、通常鉛ガラスまたはアクリルの鉛当量を証明する。密度決定のためのコンクリートサンプルは、同じ混合物から遮へい体として同時に注がれる。

敷地内での評価は、設計段階後に発生する変更による部屋のレイアウトの問題も明らかにするだろう。遭遇する代表的な問題は以下を含む。

- ・ 管理区域にいる間、X線撮影台上および壁のブッキーにもたれている両方の患者を放射線技師が見る観察窓。
- ・ 管理区域、もしくはX線撮影台または壁のブッキーから部屋の外の場所への減弱されない一次もしくは単一の散乱線の経路
- ・ 遮へい設計と警告サインに影響をもたらす装置のレイアウト、部屋の構造または隣接区域の変更
- ・ 規制により要求される警告灯がないかもしくは不適切に取り付けられたもの。

6.3.2 遮へい体の有無と遮へい体厚を決定するための透過率測定

遮へい体厚と組成が目視検査で決定できないなら、遮へい体の透過率を決定する必要がある。これは、固定もしくは移動型X線装置の一次線および適切な測定器を用いて測定される(付録D)。もうひとつの方法として、撮影・透視X線装置からの散乱線もまた、一次線を使用することが不可能もしくは使いづらい場合に使用することができる。1000cm²の照射野を含むのに十分な広さをもつ凸面上部が最低20cm厚の水ファントムは、必要な散乱線レベルを発生するのに使用される。仮にファントムが長方形なら、ビームは比較的縁付近にくるので、散乱線はファントム自体では顕著に減弱されない。

X線撮影台と垂直のカセットホルダーを通過し一次線の透過率測定のために、ビームは受像器に設置された大きなカセットでコリメートされるべきである。一次線の総遮へい体厚は、構造遮へい体厚(x_{barrier})およびカセットを含むビーム中の受像器のハードウェアの有効厚(x_{pre})の総計である(4.2.2章)。

遮へい体の出口側における測定点は、通常、人の臓器で感受性の高い臓器から遮へい体までの至近距離に設定されるべきである。4.1.2章に議論されたように、これは壁や床の透過に対して0.3mである。この距離はX線診療室の下の階の床から1.7m上部である。天井に対しては、X線診療室の上の階の床から0.5m上部である。看護ステーションまたは屋外の歩道のようないくつかの特別な例では、最も近い日常の居住区域までの距離はかなり長いかもしれない。

6.3.3 遮へい体の妥当性の決定

第4章で議論されたように、X線装置は特定の稼働負荷区分で稼働している。遮へい体を越える側で実際の稼働負荷による様々な実際の放射線レベルを測定するために、その期間、全ての遮へい体の外側で高感度の、積算線量計(例:光刺激蛍光線量計(OSL線量計))を設置する必要がある。これは、短時間で結果が要求される場合は実際的ではない。多くの測定が必要とされるので、管電圧毎の全ての照射範囲に応じた標準的な稼働負荷区分をシミュレーションするのもまた実際的ではない。以下の方法は、与えられた遮へい体外側で1週間当たりの空気カーマの平均を評価するための受け入れ可能な選択肢として提案されるものである。その方法とは、直接検査するかもしくはX線あるいは適切な放射性核種を用いた透過率 B (x_{barrier})の測定から推測された同等の遮へい体厚の決定に依存する。同等な遮へい体厚がいったん決定されれば、第4章の方法は、式4.7(一次遮へい体)または式4.9(二次遮へい体)を求めることで適切な週の値 P/T を超えることなく、診療可能な週当たりの患者数 N を決定するのに使用される。 N は、 NT/Pd^2 の値と図4.5~4.8を使用しても算出できる。例を以下に示す。

6.3.3.1 一次遮へい体：胸部ブッキー面上の壁

検査者は、胸部ブッキー上の大照射野にビームをコリメートさせ、ホルダーに一致するカセットをセットする。100kVp と 60mAs で、壁反対側のブッキー裏で測定すると、空気カーマは $1 \times 10^{-3} \text{mGy}$ になる。区域は遮へい設計目標値 $P=0.02 \text{mGy/週}$ および占有係数 $T=1/2$ の管理区域外であると仮定する。X線管から 100kVp と 60mAs で $1 \times 10^{-3} \text{mGy}$ と測定される点までの距離は 2.5m になる。X線管の減弱されていない一次線出力は、1m の所で 100kVp と 60mAs で測定され、5mGy になる。2.5m の距離で減弱されていない一次空気カーマは $K_p(0) = (5 \text{mGy}) (1 \text{m}/2.5 \text{m})^2 = 0.80 \text{mGy}$ である。

それ故、100kVp での遮へい体の透過率は以下のとおりである。

$$B(\chi_{\text{barrier}} + \chi_{\text{pre}}) = \frac{1 \times 10^{-3} \text{mGy}}{0.8 \text{mGy}} = 1.25 \times 10^{-3}$$

鉛を通過し 100kVp で生じる X線の透過率データ (表 A.1 での α 、 β 、 γ 値) を用いて式 A.3 に代入すると以下ようになる。

$$\begin{aligned} \chi_{\text{barrier}} + \chi_{\text{pre}} &= (2.5 \times 0.7557)^{-1} \ln \left\{ \left(1.25 \times 10^{-3} \right)^{-0.7557} + \frac{15.28}{2.5} \right\} \left(1 + \frac{15.28}{2.5} \right)^{-1} \\ &= 1.66 \text{mm} \end{aligned}$$

胸部ブッキー壁の一次遮へい体に対する標準的な X線撮影室の図 4.5a から 1.66mm の鉛厚に相当する厚みは、たぶん $480 \text{m}/(\text{Gy} \cdot \text{m}^2)$ の NT/Pd^2 を可能にするだろう。占有係数 T に $1/2$ 、遮へい設計目標値 P に 0.02mGy/週 および距離 d に 2.5m の値を代入すると、遮へい設計目標値を超えることなく、週 120 名の患者の検査が可能 (この遮へい体を超える側の一次線空気カーマに基づき) であることになる。

この問題は、X線撮影室 (胸部ブッキー) の稼働負荷区分 (図 B.2 と表 B.1) に対する透過率データを用いても解かれる。この区分に対し、1.66mm の鉛厚の透過率は 9.3×10^{-4} である。これは 100kVp のテスト照射で決定される値よりもいくらか小さいことに留意すること。1m の地点での患者当たりの遮へいされていない一次空気カーマは 2.3mGy (表 4.5) で、胸部ブッキーに隣接する部屋の居住者に対する患者当たりの空気カーマは、

$$\frac{K_p}{N} = \frac{2.3 \text{mGy/患者}}{(2.5)^2} (9.3 \times 10^{-4}) = 3.4 \times 10^{-4} \text{mGy/患者}$$

もし、その区域が遮へい設計目標値 $P=0.02 \text{mGy/週}$ および占有係数 $T=1/2$ の管理区域外であれば、 $P/T=0.04 \text{mGy/週}$ であり、 N は以下で得られる。

$$N = \frac{0.04 \text{mGy/週}}{3.4 \times 10^{-4} \text{mGy/患者}} = 120 \text{患者/週}$$

従って、標準的な撮影室の曲線を使用して得られる上記結果を確認する。

6.3.3.2 二次遮へい体：胸部ブッキー壁、胸部ブッキー面の向こう側のエリア

検査者は胸部ブッキーの裏でない胸部ブッキーの壁の一部での一次線を目的とし、2.5m の地点で 100kVp および 60mAs で $1.1 \times 10^{-2} \text{mGy}$ を測定する。再度 $P=0.02 \text{mGy/週}$ および $T=1/2$ と仮定する。100kVp における遮へい体透過率は以下の式で得られる。

$$B(x_{\text{barrier}}) = \frac{1.1 \times 10^{-2} \text{ mGy}}{0.8 \text{ mGy}} = 1.4 \times 10^{-2}$$

100kVp での表 A. 1 のパラメータを用いて式 A. 3 を解くと、 $x_{\text{barrier}} = 0.8 \text{ mm}$ 鉛厚と同等になる。

図 4. 5c の胸部ブッキー二次壁に対する曲線を使用して、0.8mm の鉛に相当する NT/Pd² の値は 1,050m / (Gy・m²) である。線源から二次遮へい体までの距離は 2.5m と仮定すると、この遮へい体に対して許容できる患者の稼働負荷は、週約 260 名の患者である。この値は、先の例にある週の患者数 120 名という値よりもずっと多いので、一次線に対して必要とされる遮へいは、この壁に対して許容可能な患者の稼働負荷を決定するのにも広げられるであろう。

6. 3. 3. 3 クロステーブル撮影方向の壁

目視検査では、この遮へい体の中に 0.8mm (1/32 インチ) 厚の鉛が存在すると仮定する。検査者は、0.3mm 厚の鉛当量カセット (表 4. 6) も、テーブル側の各側方からの照射に対する一次遮へい体として機能すると仮定する。それ故、この一次遮へい体の総鉛当量厚は 1.1mm である。壁が P/T=0.08mGy/週、占有係数 1/4 で診察室と 2m の距離で隣接していると仮定する。図 4. 5a におけるクロステーブル撮影方向壁の曲線から、NT/Pd² は 1,000 である。それ故、N=320 患者/週。

6. 3. 3. 4 一次線の影響がない場所の二次遮へい体

この遮へい体は、テーブル中心から操作者までの距離が 2.5m のコントロールブース壁であると仮定する。散乱ファントムは X 線撮影台に設置されている。X 線撮影ビームは、1000cm² の照射野をもつ SID100cm に垂直下方向である。100kVp および 240mAs での散乱線から 2.5m 離れた壁の後側で測定した場合、0.2μGy になる。減弱していない放射線 (散乱線および漏えい線を含む) の測定は、100kVp および 240mAs の照射で、1m の距離でなされる。これにより空気カーマは 92μGy になる。それ故、二次線に対する遮へい体の透過率は、

$$B(x_{\text{barrier}}) = \frac{0.2 \mu\text{Gy}}{92 \mu\text{Gy}} \left(\frac{2.5\text{m}}{1\text{m}} \right)^2 = 1.4 \times 10^{-2}$$

x_{barrier} は 0.9mm 鉛当量厚になる。 x_{barrier} 値を決定するために、式 A. 3 で用いられるフィッティングパラメータ α 、 β 、 γ の値は、100kVp に対する表 C. 1 から得られることに留意する。

管理区域に対して提案されている遮へい設計目標値、占有係数 T=1 で遮へい設計目標値 P=0.1mGy/week および図 4. 5c を用いると、二次壁曲線は NT/Pd² > 3000 / (mGy・m²)、それ故、N > 1900 患者/週となる。

6. 3. 3. 5 床

下階にいる人までの一次線の距離が 4m である、常時人が立ち入る管理区域外 (P/T=0.02mGy/週) を仮定する。床には 70mm の標準重量コンクリートを含むことを目視検査する。検査者は、クロステーブルおよび関連したハードウェア (4. 1. 6. 2 章と表 4. 6) は、72mm 厚の鉛当量を有するプレ遮へい体をもたらすと仮定できる。このことは、また、

各々のテーブル上での照射に対する一次遮へい体としての機能を果たす。それ故、この一次遮へい体に対する総コンクリート当量厚は 142mm である。床の曲線に対する図 4. 6a を用いて $NI/Pd^2=2000$ ($mGy \cdot m^2$) が明らかにされる。この値は $N=640$ 名/週の患者になる。床の妥当性については、6. 3. 3. 1 章と 6. 3. 3. 2 章の胸部ブッキー壁に使用される同じ手順に倣った放射線測定によっても決定される。このことは、ビーム中の X 線撮影台とブッキー設備のプレ遮へい体に一次線区域で照射することで成し遂げられる。

6. 3. 3. 6 総括

この例では、全ての遮へい体は、平均 120 名/週の患者を検査する施設に対しては十分である。この患者稼働負荷は平均的な X 線撮影室では標準的である。

6. 3. 4 CT 装置の検査

CT 装置では、管電圧は標準的には顕著に変化することはない。従って、室外の二次空気カーマの絶対測定は、適切なファントムおよび標準的なスキャン条件を用いて行われる（管電圧、管電流、スキャン時間およびスライス厚 (Tb)。模擬ファントムは、散乱線や体幹部・頭部による散乱線の減弱を実際に近い形でシミュレーションすることが望ましい。しかしながら、円筒型水ファントムは、品質管理用ファントムとして施設内で通常利用可能なので使用しやすい。直径 16cm と 32cm のファントムは頭部と体幹部スキャンにそれぞれ適している。ファントムの長さは、頭部や体幹部での散乱線の減弱を現すのに十分な長さでなければならない。

SSCT (Single-slice CT) 装置を一例として考える。120kVp、300mAs の条件で 10mm (1 回転) スライスに対する散乱空気カーマは、管理区域外で常時人が出入りする場所 ($P/T=0.02mGy/週$) と隣接する遮へい体外側で空気カーマ $0.01\mu Gy$ になる。これにより 2000 スライス/週が可能となる。施設では平均 40 スライス/患者なので、約 50 名/週の患者が検査可能である。

MSCT (Multi-slice CT) 装置では、一般的な条件では一回転あたり 20mm の総公称ビーム幅 (Tb) を有する。この場合、上記例では 40cm スキャンした場合は 20 回転で収集可能である。1 回転当たりの散乱空気カーマは、前例の $0.01\mu Gy$ 値の約 2 倍になる。このようにして、週あたりの患者数はおおよそ同じである。しかしながら、 $mA \cdot min/週$ で表わされる稼働負荷は、SSCT 装置の半分であることに留意しなければならない。

6. 4 調査報告

報告書は幾つかの団体からしばしば提示を要求される。建築請負業者および医療施設（運営担当者）が、最も一般的な受取人である。もし、遮へい体に不十分なものがあるとわかった場合、遮へい計画を立案した建築家もしくは有資格者のような人達は、異なる見地からその結果に関心をもつだろう。例えば、建築請負業者はたいてい施設が計画通りに建設されたことを検証したが一方で、医療施設側は安全であることの表明を期待している。調査者は、これらの異なる見解を認識し、最終報告または報告書は、全ての関係者のニーズを満たすべきである。しかしながら、いくつかの場合には異なるグループは、別々の調査者を利用するかもしれない。

いくつかの場合、報告書の最も重要な部分とは結論である。これは予想された使用との一致または不一致で最も良く表現される。この決定は全ての関係者がすぐに理解できる明確な用語で表現されるべきである。この決定は、当該の週あたりの遮へい目標値を

超えることなく診療が出来る週当たりの患者数を含む（それ故、管理区域や管理区域外に対してこの報告書で勧告された適切な年間実効線量値を超えることはない）。

その結果に加えて、全ての重要な仮定や警告が含まれる必要がある。測定と測定方法、計算方法とパラメータ、使用する測定装置も含まれる。検査者による次の重要な段階は、他の有資格検査者がその段階の一部もしくは全てを再現し、同様の結論を得るようなやり方で明確に提示する必要がある。もし、問題が見つければ、検査者はそれを排除する提言を入れることを望むであろう（6.5章）。報告書の結論を変更するような将来的な変更があるかもしれない。これらには、装置の変更、占有係数の変更、周辺地域の利用または基準・規制の変更が含まれる。全ての変更の可能性が予想できなくても、検査者は結論の限界、施設の再分析または再調査を保証する条件のいずれかを指摘しておくべきである。

検査報告およびその結果生じる実施されるべき改善勧告は書面に記載すべきであり、有資格者によって署名されるべきである。

6.5 問題の是正

検査結果により遮へい体が不十分であると指摘される場合に問題が生ずる。これらの問題の是正のために様々な方法が用いられる。これらの問題の是正方法の選択は、問題への責任と解決するための費用によってある程度導かれる。

些細な問題は、比較的安易に解決される。例えば、X線装置または遮へい設備が絡む些細な設置ミスを含む。これらの問題は、設置業者または建築請負人がまだ利用可能な場合は、通常追加費用なしで素早く修理される。

しばしば、問題は検査者に元々供給される情報よりも、より完全な情報によって取り除かれる。例えば付き添い者がいない患者待合室は、付き添い人がいる場合に比べて、付き添い時間が短くなる。もう一つの例では、廊下は検査者を制限しない使用であると見做している一方で、X線診療従事者に対して制限される。

時々、不確定な状況は、更に調査を進めると十分はっきりさせることができる。これらには、メンテナンス記録または場所や従事者に対する放射線モニタリング装置の使用を含むであろう。これら詳細な調査の解釈には注意が必要となる。例えば、新たな施設では、数ヶ月間は予想される稼働負荷で利用されることはないかもしれない。

より深刻な問題は、かなりの量の追加遮へい体または高価な解決法が必要とされると決定されたときに発生する。そのような場合には、誰に過失責任があるかを決定する必要がある。建設業者が設計図に従って建設しない場合には、誰に過失責任があるかが簡単にわかる。時には、欠陥はあまり重要でないと思われる建設途中での設計変更によるもので、その結果有資格者が相談を受けていなかったことによるものである。困難な状況は、プロジェクトが進展している間に勧告または規制に変更がある時にも生じる。

大半の作業を建築請負業者が行う場合、施設管理者は通常遮へい体の修繕に対する臨時の出費の予算は立てない。それにもかかわらず、施設管理者は見出された不都合な検査結果の改善に対する責任がある。時折、熱心な技師もしくは管理者は、どんな欠陥についても費用が高く完璧な修正を求める最大限の圧力をしきりにかけたがるが、施設の有用性を損なわない効果的な修正は可能である。

この章で記述されている修正に快く従えない大きな問題は、1つ以上の関連団体にとって多かれ少なかれ同意できない解決を要する。これらの解決法には2種類ある。1つは遮へい体を追加すること。もう一つは使用を制限することである。遮へいは、大抵の

場合、元の装置を取り替えるより追加遮へい体を設置することで容易に増強しやすい。これは追加遮へい体厚が受け入れ可能なものであるときになされることが出来る。壁では、鉛で裏打ちされたもう1層の石膏板を追加することは、壁を取り替えるよりは、より早くかつ安価にできる。しかしながら、壁は約2cm厚になるだろう。家具やその他の備品の撤去が関わるので、壁の側面で最も都合のよい場所に追加遮へいが適用されることに留意する。

補修の制約はいくつかの形がある。一次線の方向の制限、検査数の制限、もしくは部屋に割り当てられた手技の変更により、外部空気カーマを変更できるだろう。遮へい体外側では、使用を変更するか（例えば、事務所を保管室に変える）もしくはアクセスを制限する（例えば、一般公衆に開放されている空間を管理区域に変える）ことのいずれかで占有状況を変更することが可能である。ほんの数例では、線源位置を遮へい体で防護されている側に近づける事で可能かもしれない。例えば、壁側面に書類保存ケースまたは相当のキャビネットを設置することで、少なくとも至近距離が50cm増える。

連続的に管理上の監視を必要とする制限は、永久的な解決と比べて望ましくはない。永続的解決法を設定する一方で、一時的な解決をある一定期間行うことは適切である。例えば、一般 X 線撮影室と研究室間の壁が不十分であると判明したなら、更なる遮へい体を壁に追加するまでの数ヶ月間、研究室の作業領域を制限するのが適切である。そのような制限は、永続的な装置の設定によって保証されない限り、適切な長期的解決法とは見做されない。

6.6 必要書類

以下の書類は施設の所有者によって永久保存されるべきである。

- ・ 使用条件および設計書を含む遮へい設計データ
- ・ 遮へい材の量を示す設計図もしくは現況図面
- ・ 検査報告書
- ・ 要求される場合、改善措置に関する情報
- ・ 部屋の用途、患者数および装置の入れ替えの結果生じた部屋の遮へい要件の再評価

各壁での遮へい体の量や種類を明記した掲示を X 線診療室内の壁に常時取り付けるべきである。