

的計画の見直しを行う。予算過程や戦略的計画過程では、新規もしくは既存の事業・サービスの契約を結び、新たな医療設備を購入するための決定が行われる。これらの過程で新規建設や新規の放射線診断装置の購入を伴う場合、有資格者は全般的な予算やスケジュール作成の支援するための助言をすべきである。プロジェクト全体に占める遮へい費用の割合が相対的に低い場合、目標は最初の意志決定過程で可能な限り正確にし、費用便益最適化を考慮する際 ALARA の原則を適用することである。

3.2.2 基本計画

基本計画段階の目的は、詳細な部屋の総覧、部屋の大きさ、各部屋の特別要件を準備することである。この段階では、有資格者は、遮へい要件に関する情報を提供し、遮へい要件を最小限にする平面図を提案することができる。この段階における有資格者と空間プログラマーとの連携は、安全で効率的な医療環境を作る一助となる。

3.2.3 仮設計

仮設計段階では、建築家はプロジェクトの目的を図示するために、実行可能で効率よく作業できるよう部屋を体系化し始める。縮尺、注意事項、主な材料やシステムに関する概略仕様を記載した間取り図が作成される。有資格者は適切な平面図を決定し、壁、床、天井の遮へい要件について助言することができる。建築家や有資格者は、計画目標を満たし遮へい設計に貢献できる適切な材料とシステムの検討を開始することができる。

3.2.4 基本設計

この段階は設計の修正である。部屋、大きさ、位置を綿密に決定し、設計が確定する予定である。建築家および機械・電気・配管・構造工学の各エンジニアは業務範囲を確定し始める。構造体系、主要ダクトのサイズおよび位置を決定する。有資格者はどの壁、床、天井が一次遮へい体になるか決定し、X線撮影台や胸部ブッキーから操作者もしくは操作遮へい体を越えた室外の居住区域までの見通し散乱線の問題を評価するために、各部屋の設備配置を提示すべきである。この時点で、有資格者は使用する実際の構造体系および床・天井板の設計厚に注意を払うよう建築家や構造工学エンジニアと共に作業する。改装計画では、建築家とエンジニアは構造体系の種類や床・天井厚などの現状を調査する。有資格者と建築家がX線源の上下階の居住区域を決定することが重要である。小さなプロジェクトでは、この段階は省かれ仕様書の早期段階へと作業は移行する。

3.2.5 実施設計図の準備

実施設計図と契約書、作業図面と青写真は、この段階で用意される設計書を表すために使用される互換性のある用語である。この時点でプロジェクトの詳細は最終段階に入る。寸法、間取り、間仕切り、壁の高さ、システム詳細、材料、実施指示が文書化される。この一連の文書、およびドア、窓枠、壁貫通、有資格者の要件を満たすのに必要な遮へいなどの詳細図を示す。垂直ダクトの位置とサイズは図示され、遮へい設計書は壁や床のセクションで詳述される。有資格者は、入札書類の公表前に建築家とともに実施設計図を再検討すべきである。有資格者は建設前に遮へいの必要な場所と必要遮へい量を明記すべきである。また、有資格者は遮へい要件を修正するかどうかの最終変更について再検討すべきである。必要に応じて、最終の遮へい設計書は、建設開始前に関係する地方、州および連邦当局に提出する。

3.3 文書要件

以下の文書は施設の放射線部門で永久保存すること。

- ・ 仮設計と実施設計のときの遮へい設計データ
- ・ 使用された遮へい材の量と位置を示す設計書または竣工図面
- ・ 建設後の調査報告
- ・ 必要に応じて改修に関する情報
- ・ 実施済みまたはまだ考慮中である変更（稼働時間など）に関連したつい最近の X 線診療室の遮へい再評価

工事請負人は、各壁の遮へい材と遮へい量を明記したプラカードを X 線診療室に常時備え付けるべきである。

4. X 線診療施設の遮へい計算

4.1 概念と用語

4.1.1 遮へい設計目標

遮へい設計目標は、医療従事者と一般公衆の防護に対する遮へい構造設計やその評価に使用される。管理区域の週当たりの遮へい設計目標は、空気カーマ 0.1mGy/週である。管理区域外の週当たりの遮へい設計目標は、空気カーマ 0.02mGy/週である。遮へい設計目標値についての議論は 1.4 に示す。

4.1.2 人が常時立ち入る区域までの距離

人が常時滞在する区域までの距離は、線源から遮へい壁に最も近い人の放射線感受性器官までの距離にすべきである。人から遮へい壁までの距離は 0.3m 以上と仮定する。人が常時滞在する区域の上階にある線源については、人の放射線感受性器官の位置は床から 1.7m 未満であると仮定し、一方で天井の透過については上階部屋の床から少なくとも 0.5m 以上の位置が一般的に妥当である。ナースステーションや屋外の歩道などの特別な場合、通常遮へい体から人が常時滞在する区域までの距離はかなり長い。

4.1.3 占有係数

ある区域に対する占有係数は、X 線が照射されている状態で、個人が最大に被ばくした時間の平均割合として定義される。X 線装置を週に不規則に使用する場合に、占有係数はある人が年間を通して平均的にその区域に滞在したときの週当たりの作業時間の割合をいう。例えば、占有係数 1/40 とした場合の X 線診療室に隣接する屋外区域については、X 線を使用している区域にある一般公衆が週平均で 1 時間過ごすことを示す。1/40 という係数は、歩行者や車両交通（例えば、歩道、街路、車両駐車区域、ベンチのない芝生区域）にのみ使用され、大半の屋外区域に対しては確実に安全側である。区域の占有係数は、全ての人が滞在する時間の割合というよりはむしろそこで大半を過ごす一人の人が滞在する時間の割合である。さらに、管理区域外である待合室に一日中滞在する可能性もあるが、どの個人もある待合室で年 50 時間を超えて滞在することはないので占有係数はかなり低い。管理区域外の占有係数は、施設への訪問者やその周辺地域の人のように年にわずかな時間しかそこに滞在しない人をもとに決定される事はほとんどない。最大に被ばくする可能性のある人とは、施設の被雇用者または隣接施設の住人や被雇用者である。例えば、医師が患者の診察に使用する部屋において、一人のスタッフが通常 1 日当たり 4 時間滞在する場合、占有係数は 1/2 となる。

幾つかの事例では、診療所が通常の稼働日より長く X 線装置を稼働する計画を立てるこ

とがある。一般的な二つの例は、救急部門の X 線撮影室と CT 撮影施設である。最大に被ばくする人とは交代勤務で作業している人達なので、使用する稼働負荷は主たる勤務での作業中に発生するものに限るべきである。例えば、主たる 40 時間交代勤務とは、週 5 日で、8 時から 17 時までの勤務帯をいう。

1 未満の T を使用する場合、一時的に滞在する区域における平均空気カーマが常時滞在する区域よりも 1/T 高くなることに注意する必要がある。

有資格者は各施設で特別な状況を有している場合があるので、占有係数に関して適切で現実的な値を設定すべきである。例えば、被雇用者が屋外ベンチで昼食を取るような場所では、占有係数はその場所の天候に影響を受けるだろう。表 4.1 に示す占有係数は、滞在時間に關する詳細な情報を入手できない場合の一般的な指針値であることを強調する必要がある。新しい施設の設計者は、隣接区域の使用目的が経時変化することを留意しておく必要がある。例えば、特に隣接する管理区域外で使用目的に変更がある場合、現在の遮へいの妥当性を再検討することなく、保管庫を事務所に変更することができる。

X 線室に直接隣接する廊下などの管理区域外に小さい占有係数を適用する場合には、十分な注意が必要である。遮へい設計の実際の限界は、廊下を隔てた事務所などの少々離れた常時人が滞在する区域にある。有資格者は適切な遮へい設計の限界に達する際に、施設を大きな枠組みで見ることが必要である。

放射線診療従事者は業務の大半を管理区域で行うと仮定される。X 線診療室や操作ブースなどの管理区域では占有係数 1 を用いて設計すべきである。放射線を直接使用しない部門内または室内の区域は、管理区域として区分すべきではない。

X 線診療施設管理者の管理下でない X 線診療施設に隣接する関係のない事務室や建屋の内部空間は、X 線診療施設に関する情報や管理のない状態で区域の機能を変更する可能性があるため、通常の常時人が滞在している区域として考慮すべきである (T=1)。これは今後常時滞在が予想されるその隣接空間にも適用される。一方、小さい占有係数を使用する隣接建物の敷地には適用しない。

TABLE 4.1—Suggested occupancy factors^a (for use as a guide in planning shielding where other occupancy data are not available).

Location	Occupancy Factor (T)
Administrative or clerical offices; laboratories, pharmacies and other work areas fully occupied by an individual; receptionist areas, attended waiting rooms, children's indoor play areas, adjacent x-ray rooms, film reading areas, nurse's stations, x-ray control rooms	1
Rooms used for patient examinations and treatments	1/2
Corridors, patient rooms, employee lounges, staff rest rooms	1/5
Corridor doors ^b	1/8
Public toilets, unattended vending areas, storage rooms, outdoor areas with seating, unattended waiting rooms, patient holding areas	1/20
Outdoor areas with only transient pedestrian or vehicular traffic, unattended parking lots, vehicular drop off areas (unattended), attics, stairways, unattended elevators, janitor's closets	1/40

^aWhen using a low occupancy factor for a room immediately adjacent to an x-ray room, care *should* be taken to also consider the areas further removed from the x-ray room. These areas may have significantly higher occupancy factors than the adjacent room and may therefore be more important in shielding design despite the larger distances involved.

^bThe occupancy factor for the area just outside a corridor door can often be reasonably assumed to be lower than the occupancy factor for the corridor.

4.1.4 稼働負荷と稼働負荷区分

診療用 X 線管の稼働負荷は、ある一定時間での X 線管電流の積分値であり、mA/分の単位で示される。稼働負荷に用いられる最も一般的な期間は 1 週間である。しかし、患者あたりの平均稼働負荷として正規化稼働負荷 (W_{norm}) を定義することも有用である。 W_{norm} には X 線検査法と臨床上の目的に応じて様々な照射を含む。 W_{norm} と一週間あたりの平均患者数 (N) の積が一週間あたりの総稼働負荷 (W_{tot}) となる。

$$W_{tot} = N W_{norm} \quad (4.1)$$

このレポートに使用される 1 週間の患者数 (AAPM の調査から、患者あたりの平均稼働負荷 (W_{norm}) に基づく) とある X 線診療室で実施される検査数を区別する事は重要である。

「検査」とは特定の X 線検査 (所定の支払請求コードまたは現在の検査コードによって定義される) をさす。一人の患者が X 線室で数回撮影され、2 つ以上の受像器 (X 線テーブル用と胸部ブッキー用の両方) が関与するかもしれない。これにより患者毎の稼働負荷が多様化し、部屋ごとの患者あたりの平均稼働負荷は AAPM 調査の W_{norm} 値に近い傾向にある。

設計者は、1 週間の検査数または患者数という用語で施設管理者が提示した稼働負荷に関する情報については、 N を使用することは適切でない (N よりも数倍大きい) ということを確認すべきである。 N 値が利用できない場合、様々な X 線室で使用される N 値は参考指針としてこのセクションの最後に示される。

X 線診療室では何人かの患者は、X 線テーブルと胸部ブッキーの両方を使用して検査を受け、患者あたりの平均稼働負荷は 2 つの要素に区分されてきた。これらの要素は、AAPM 調査での平均的な患者に対し、X 線テーブルと胸部ブッキーとの間での患者あたりの総稼働負荷区分 (管電圧分布と同様) を示す。よって、胸部撮影を受ける患者数を別に明記する必要はない。X 線テーブルまたは胸部ブッキーで検査を受ける患者の割合は受像器ごとの患者一人あたりの稼働負荷によって説明できるので、 N 値は胸部ブッキーと X 線テーブルの両方の計算で使用される。この方法により、その部屋の計算の全てに使用される N 値とともに X 線診療室 (胸部ブッキー) の稼働負荷分布を利用する際、胸部ブッキー (すなわち、 $U=1$) に対する一次線に対しての分割した使用係数の導入は不必要となる。これらの概念はセクション 5.3 と 5.4 で実証される。

任意の X 線管電圧と距離において、一次線による任意の評価点での空気カーマは稼働負荷に正比例する。

慣習的な遮へい方法では、安全側に立った高い週あたりの総稼働負荷が例えば 100kVp で 1,000 mA·min /週といった単一の高管電圧で実施されると仮定してきた。この仮定は、撮影稼働負荷が広範囲の管電圧を使用しているという事実を無視している。例えば、一般的な X 線診療室では、四肢の検査 (通常撮影室で実施される総検査数の約 1/3) は約 50~60kVp で通常実施され、腹部検査は約 70~80kVp、胸部検査は 100kVp 以上で実施されるが、管電流時間値 (mA·min) はかなり低い。

遮へい設計では、遮へい体の減弱特性は管電圧に依存するので、管電圧 kVp の関数としての稼働負荷区分は稼働負荷の大きさよりもより重要である。例えば、1mm の鉛遮へい体で防護された側の放射線レベルは、管電圧によって指数関数的に変化するのに対し (60~100kVp で 3 ケタ程度)、稼働負荷によっては直線的に変化する。X 線管容器からの漏えい放射線は、管電圧によってより顕著な変化を示し、150~50kVp の範囲では 8 ケタ以上減少する。

Simpkin (1996a) は、稼働負荷の管電圧分布を測定する全国調査の結果と AAPM (米国医学物理学会) の診断用 X 線委員会のタスクグループ No.9 (AAPM TG9) によって提示さ

れたデータを用いた使用係数を発表した。稼働負荷区分は約 2,500 名の患者を含む 14 医療機関と 7 タイプの放射線診療施設で決定された。施設別 5kVp ごとの稼働負荷値を表 4.2 に示す。これらの分布はこのレポートで使用される理論モデルの基礎となる。図 4.1 は、X 線診療室（すなわち、X 線診療室（床またはその他の遮へい体）の床方向に対する一次 X 線の調査による稼働負荷と、全ての照射が管電圧 100kVp で行われた場合の稼働負荷とを比較したものである。

調査された臨床上的稼働負荷は、放射線診療施設のタイプに特有なものである。それらの施設を以下に示す。

- ① 撮影室（全ての遮へい体）（二次遮へい体のみを使用される）
- ② 撮影室（胸部ブッキー）
- ③ 撮影室（床またはその他の遮へい体）
- ④ 透視用 X 線管（撮影・透視室）
- ⑤ 撮影用 X 線管（撮影・透視室）
- ⑥ 胸部専用撮影室
- ⑦ 乳房撮影室
- ⑧ 心血管造影
- ⑨ 末梢血管造影

ここで、撮影室とは撮影装置のみが設置されている部屋をいい、撮影・透視室とは撮影装置と透視装置の両方が設置されている部屋をいう。

TABLE 4.2—Operating potential (kVp) distribution of workload (mA min) normalized per patient, from survey conducted by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a).

kVp ^a	Radiography Room ^b			Fluoro. Tube (R&F room) ^c	Rad Tube (R&F room) ^f	Chest Room ^⑥	Mamma Room ^⑦	Cardiac Angiography ^⑧	Peripheral Angiography ^d ^⑨
	① Rad Room (all barriers)	② Rad Room (chest bucky)	③ Rad Room (floor or other barriers)						
25	0	0	0	0	0	0	9.25×10^{-1}	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	1.38×10^{-4}	0	1.38×10^{-4}	0	0	0	0	0	0
45	7.10×10^{-4}	0	7.10×10^{-4}	0	5.78×10^{-4}	0	0	0	0
50	8.48×10^{-3}	6.78×10^{-3}	1.70×10^{-3}	0	7.65×10^{-4}	0	0	3.40×10^{-1}	8.94×10^{-2}
55	1.09×10^{-2}	4.56×10^{-4}	1.04×10^{-2}	7.02×10^{-2}	7.26×10^{-4}	0	0	4.20×10^{-1}	3.98×10^{-2}
60	9.81×10^{-2}	8.96×10^{-3}	8.91×10^{-2}	1.13×10^{-1}	1.52×10^{-2}	0	0	1.96	6.99×10^{-1}
65	1.04×10^{-1}	3.42×10^{-2}	7.00×10^{-2}	1.87×10^{-1}	2.52×10^{-2}	0	0	4.55	1.50×10^1
70	4.58×10^{-1}	7.25×10^{-2}	3.85×10^{-1}	1.45×10^{-1}	8.89×10^{-2}	2.02×10^{-2}	0	6.03	1.22×10^1
75	5.01×10^{-1}	9.53×10^{-2}	4.05×10^{-1}	1.94×10^{-1}	2.24×10^{-1}	2.36×10^{-3}	0	8.02	1.53×10^1
80	5.60×10^{-1}	1.40×10^{-1}	4.20×10^{-1}	1.72	4.28×10^{-1}	0	0	2.54×10^1	1.10×10^1
85	3.15×10^{-1}	6.62×10^{-2}	2.49×10^{-1}	2.19	2.18×10^{-1}	7.83×10^{-4}	0	4.03×10^1	4.09
90	1.76×10^{-1}	1.41×10^{-2}	1.62×10^{-1}	1.46	5.33×10^{-2}	0	0	2.10×10^1	3.43
95	2.18×10^{-2}	3.51×10^{-3}	1.82×10^{-2}	1.15	4.89×10^{-2}	0	0	1.06×10^1	6.73×10^{-1}

kVp ^a	Radiography Room ^b			Fluoro. Tube (R&F room) ^e	Rad Tube (R&F room) ^e	Chest Room	Mamma Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography ^d
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)						
100	1.55×10^{-2}	8.84×10^{-4}	1.46×10^{-2}	1.12	5.87×10^{-2}	3.01×10^{-2}	0	7.40	1.53
105	3.48×10^{-3}	1.97×10^{-3}	1.51×10^{-3}	9.64×10^{-1}	1.05×10^{-2}	0	0	7.02	9.27×10^{-2}
110	1.05×10^{-2}	9.91×10^{-3}	5.51×10^{-1}	7.47×10^{-1}	6.46×10^{-2}	2.14×10^{-2}	0	6.59	3.05×10^{-2}
115	4.10×10^{-2}	3.74×10^{-2}	3.69×10^{-3}	1.44	2.90×10^{-2}	9.36×10^{-2}	0	1.38×10^1	0
120	6.99×10^{-2}	5.12×10^{-2}	1.87×10^{-2}	9.37×10^{-1}	1.04×10^{-1}	4.74×10^{-2}	0	3.35	0
125	4.84×10^{-2}	4.81×10^{-2}	3.47×10^{-1}	1.38×10^{-1}	8.13×10^{-2}	0	0	2.75	0
130	1.84×10^{-3}	1.71×10^{-3}	1.25×10^{-1}	1.53×10^{-1}	4.46×10^{-2}	0	0	3.1×10^{-2}	0
135	7.73×10^{-3}	7.73×10^{-3}	0	1.46×10^{-1}	9.47×10^{-3}	0	0	0	0
140	0	0	0	1.92×10^{-2}	4.26×10^{-3}	0	0	0	0
Total workload: ^c	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: ^f	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

^aThe kVp refers to the highest operating potential in the 5 kVp-wide bin.

^bThe three columns under Radiography Room tabulate the workload distribution for all barriers in the room, for just the wall holding the chest bucky, and for all other barriers exclusive of the wall with the chest bucky.

^cR&F is a room that contains both radiographic and fluoroscopic equipment.

^dThe data in this Table for *Peripheral Angiography* also apply to *Neuroangiography*.

^eThe total workload per patient (W_{perm}) for the room type (in mA min patient⁻¹).

^fThe number of patients per week is the mean value from the survey (Simpkin, 1996a).

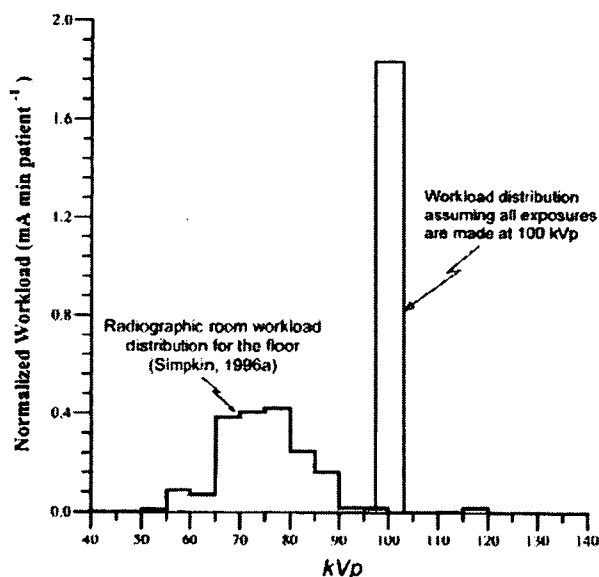


Fig. 4.1. The workload distribution *Rad Room (floor or other barriers)* obtained from the AAPM-TG9 survey (Simpkin, 1996a) for the x-ray beam directed at the floor of a radiographic room compared to the workload distribution assuming all exposures are made at 100 kVp.

撮影室（全ての遮へい体）を対象とした稼働負荷分布は、胸部ブッキーやX線テーブルを有する透視機能はない標準的なX線撮影室で行われる全ての照射に対し、AAPM-TG9の調査（Simpkin, 1996a）によって測定された。これは胸部ブッキー方向のみの稼働負荷と、室内のその他全ての遮へい体方向の稼働負荷へと区分される。これらの2つの分布間には顕著な違いがある；撮影は室内のその他の遮へい体方向の照射野と比べ、一般的により高電圧（しばしば100kVpを超える）を用いて胸部ブッキーで実施される。X線撮影室の大半の稼働負荷分布は100kVp未満であることに留意する必要がある。撮影室（全ての遮へい体）の稼働負荷分布は、X線撮影室で発生する全ての放射線照射を表す。それは撮影室（胸部ブッキー）と撮影室（床またはその他の遮へい体）を合わせたものからなる。後者の区分は床、クロステーブル側の壁、その他の遮へい体方向を表す。

稼働負荷をこれら2つの特定の遮へい体分布に区別することで、一次遮へい体方向の放射線強度と透過力のより正確な情報を提示する。よって、一次線のしゃへい計算に対して撮影室(全ての遮へい体)の稼働負荷を使用する必要はない;二次遮へい体の計算に使用されるだけである。

任意のX線診療室における実際の稼働負荷は表4.2とは異なるだろう。それは施設によって異なり、同じ施設でも週によって異なるだろう。しかし、調査より得られた平均分布は、単一の管電圧の近似値よりX線使用のより現実的なモデルを示す。稼働負荷は患者あたりで評価されるので検査患者数には関係ない。さらに、単一の管電圧値が、任意の遮へい材に対する透過曲線とともに連続的な制動X線スペクトルを呈示するように、稼働負荷分布も連続スペクトルを呈示し、減弱特性は単一の透過曲線で表示される。図4.2は、100kVpで発生するX線の鉛に対する一次線透過と、図4.1で示されたX線診療室(床またはその他の遮へい体)稼働負荷分布の鉛に対する一次線透過を示す。

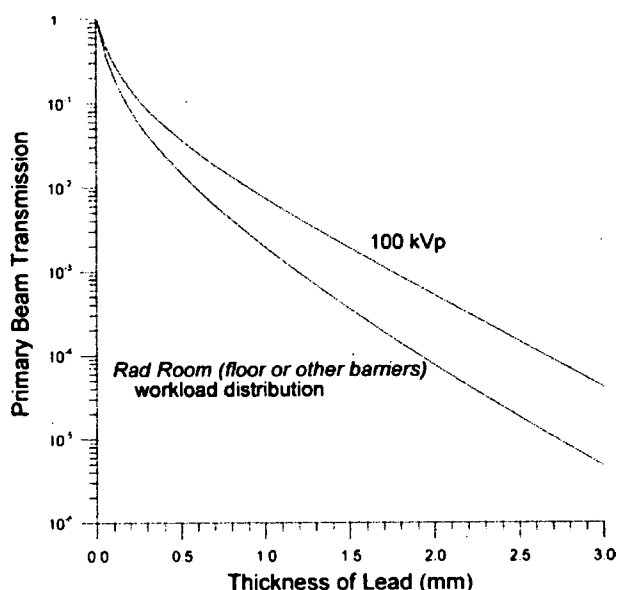


Fig. 4.2. The primary beam transmission through lead for x rays produced at 100 kVp and also for the Rad Room (floor or other barriers) workload distribution shown in Figure 4.1.

要求される遮へい体厚は、遮へい体外側の人が常時滞在する区域の透過空気カーマが占有係数によって評価される週あたり遮へい設計目標(すなわち、P/T)を超えないだろう。稼働負荷分布を用いて、1mにおける患者あたりの遮へいされていない一次または二次空気カーマ(または患者あたりの総稼働負荷)が算出される。X線診療室で撮影される週あたりの患者数を求め、距離の逆2乗で補正することで人が常時滞在する区域の遮へいされていない空気カーマが得られる。この特定の稼働負荷分布に対する任意の遮へい材による放射線透過を決定することで、遮へいされていない空気カーマをP/Tの目標値まで減少させる遮へい体厚を決定することができる。このセクションと付録にある情報はこれらの計算を実施するのに必要なデータを含んでいる。

表4.3に異なる患者規模の病院や診療所を含む、多くの種類のX線診療施設での典型的な患者数を列挙する。これらの値は、患者数についての詳細な情報が入手できない場合に用いられる。しかし、有資格者は表4.3に示される W_{norm} という患者あたりの値は将来変わる可能性があり、または現在考慮している装置と異なるかもしれないことに留意する必要がある。

例えば、デジタル撮影装置やデジタル乳房撮影装置のようなより新しいモダリティは、表中の値と異なる W_{norm} 値をもたらす技術を用いている。これらの例では、対象装置における患者あたりの総稼働負荷を W_{site} として、 $W_{\text{site}}/W_{\text{norm}}$ で得られる変更係数を使用することが要求される。式 4.1 は以下のように変更される。

$$W_{\text{tot}} = \frac{W_{\text{site}}}{W_{\text{norm}}} N W_{\text{norm}} \quad (4.2)$$

このレポートでのこれより先の議論では、式 4.1 と表 4.3 の値を利用する。しかし、 W_{norm} の調整は適宜、有資格者が実施すべきである。

TABLE 4.3—Estimated total workloads in various medical x-ray imaging installations in clinics and hospitals. The total workload values are for general guidance and are to be used only if the actual workloads are not available.

Room Type	① ③	Total Workload per Patient ^a (W_{norm}) (mA min patient ⁻¹)	Typical Number of Patients (N) (per 40 h week)		Total Workload per Week (W_{tot}) (mA min week ⁻¹)	
			Average	Busy	Average	Busy
Rad Room (chest bucky)	④	0.6	120	160	75	100
Rad Room (floor or other barriers)	⑤	1.9	120	160	240	320
Chest Room	⑥	0.22	200	400	50	100
Fluoroscopy Tube (R&F room)	⑦	13	20	30	260	400
Rad Tube (R&F room)	⑧	1.5	25	40	40	60
Mammography Room	⑨	6.7	80	160	550	1,075
Cardiac Angiography		160	20	30	3,200	4,800
Peripheral Angiography ^b		64	20	30	1,300	2,000

^aAs discussed in Section 4.1.4, values of W_{norm} given in this table can be modified by use of a multiplier term $W_{\text{site}}/W_{\text{norm}}$ if necessary to account for different workloads per patient at a particular site.

^bThe data in this Table for *Peripheral Angiography* also apply to *Neuroangiography*.

4.1.5 使用係数

使用係数 (U) は、任意の一次遮へい体方向の一次線の稼働負荷の割合である。U 値はエックス線装置の種類や対象となる遮へい体に依存する。撮影室と撮影・透視室では、装置が多くの異なるビーム方向を考慮するように工夫されているため、遮へい体により使用係数は異なる。例えば、撮影室 (胸部ブッキー) を対象とした稼働負荷は、全て壁に備え付けられた胸部ブッキー方向である。それ故、受像器面上の後方の壁と撮影室 (胸部ブッキー) の稼働負荷に対する $U=1$ については、二次線のみが室内のその他の遮へい体に寄与する。床、ドア、壁 (胸部ブッキーを設置している壁以外) を含むその他の遮へい体は、撮影室 (床とその他の遮へい体) の稼働負荷のいくつかの U に対して一次遮へい体としての役割を果たす。撮影室 (床とその他の遮へい体) の稼働負荷区分に対して、AAPM-TG9 の調査 (Simpkin, 1996a) によって測定された一次線の使用係数を表 4.4 に示す。有資格者は、便宜上使用係数を床に対しては最大 1、クロステーブル側の壁に対しては 0.1 として使用してもよい。天井と操作ブースは、一般的に撮影室では二次遮へい体として考慮することに留意する必要がある。AAPM-TG9 の調査 (Simpkin, 1996a) では、これらの遮へい体に対しては $U=0$ となった。乳房撮影装置の受像器部分や透視装置の I.I は一次線を遮断する働きがあるので、これらの用途に対しては $U=0$ となり、二次線のみを考慮する必要がある。

TABLE 4.4—Primary beam use factors (U) for a general radiographic room determined from the survey of clinical sites (Simpkin, 1996a).^a

Barrier	Use Factor (U) ^b	Apply to Workload Distribution
Floor	0.89	Rad Room (floor or other barriers)
Cross-table wall	0.09	Rad Room (floor or other barriers)
Wall No. 3 ^c	0.02	Rad Room (floor or other barriers)
Chest image receptor	1.00	Rad Room (chest bucky)

^aNote that the Rad Room (all barriers) workload distribution is not listed in this Table because it is only used for secondary barrier calculations.

^bThe values for U represent the fraction of the workload from the particular distribution that is directed at individual barriers.

^cWall No. 3 is an unspecified wall other than the cross-table wall or the wall holding the upright image receptor (chest bucky).

4.1.6 一次遮へい体

一次遮へい体とは、遮へい設計目標値まで一次線を減弱させるために設計されるものである。一次防護遮へい体は、一般撮影室、胸部専用撮影室および撮影・透視撮影室に見られる。一次遮へい体には、垂直のカセットホルダーまたは胸部ブッキー台を取り付る壁の一部や、一次線が時々照射される床や壁を含む。図 4.3 は一次遮へい体に対する X 線源と患者の位置関係を図示し、線源から遮へい体外側 0.3m のところまでを一次線評価距離 d_p とする。

一般的透視撮影装置や心血管・末梢血管造影装置の I.I と、乳房撮影装置における乳房支持台は、法規制によって一次線を遮断することが要求されるので (FDA, 2003c)、これらの部屋では通常は一次遮へい体を含まない。

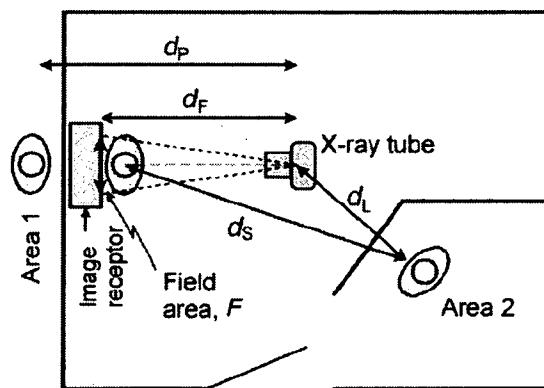


Fig. 4.3. A typical medical imaging x-ray room layout. For the indicated tube orientation, the individual in Area 1 would need to be shielded from the primary beam, with the distance from the x-ray source to the shielded area equal to d_p . The person in Area 2 would need to be shielded from scattered and leakage radiations, with the indicated scattered radiation distance d_s and leakage radiation distance d_L . The primary x-ray beam has area F at distance d_f . It is assumed that individuals in occupied areas reside 0.3 m beyond barrier walls, 1.7 m above the floor below, and 0.5 m above occupied floor levels in rooms above the imaging room. These distances are displayed in Figure 4.4 (Section 4.2.4).

4.1.6.1 遮へいされていない一次空気カーマ

表 4.5 は、患者あたりの総稼働負荷と稼働負荷区分ごとの患者から 1m の距離での患者あ

たりの遮へいされていない空気カーマ値を示す。撮影室での週当たりの検査患者数を N とするとき、人が常時滞在する区域での週当たりの遮へいされていない一次空気カーマ $K_p(0)$ は以下のように表すことができる。

$$K_p(0) = \frac{K_p^1 UN}{d_p^2} \quad (4.3)$$

ここで、 d_p は管球から人が常時滞在する区域までの距離(m)である。

TABLE 4.5—Unshielded primary air kerma per patient (K_p^1 (in mGy patient⁻¹)) for the indicated workload (W_{norm} (mA min patient⁻¹)) and workload distribution, normalized to primary beam distance $d_p = 1$ m.

Workload Distribution ^a	W_{norm} (mA min patient ⁻¹) ^{b,c}	K_p^1 (mGy patient ⁻¹) ^d
Rad Room (chest bucky)	0.6	2.3
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	5.2
Rad Tube (R&F Room)	1.5	5.9
Chest Room	0.22	1.2

^aThe workload distributions are those surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), given in Table 4.2.

^bAs discussed in Section 4.1.4, values of W_{norm} given in this Table can be modified by use of a multiplier term W_{site}/W_{norm} if necessary to allow for different workloads per patient at a particular site.

^cFor the indicated clinical installations, W_{norm} is the average workload per patient.

^dThese values for primary air kerma ignore the attenuation available in the radiographic table and image receptor.

4.1.6.2 プレ遮へい体

一次遮へい体の計算では、減弱していない一次線は一次遮へい体を構成する床や壁に入射すると従来から想定されてきた。実際、一次線の強度は患者、受像器および受像器の構成部品による減弱のために十分に低減する。しかし、一次線は必ずしも患者によって遮断されないで、一次線の一部が患者から外れて他の方向や患者に対しグリッドやカセットに直接影響するかもしれない。しかし、総患者数を考慮する場合、これが発生する区域では一次線の範囲で空間的に平均化される。従って、患者自身による遮へいは重要な因子となる。最も安全側に立った手法としては、患者自身による減弱を無視し、X線照射中の撮像関連機器による減弱のみを考慮することである。Dixon (1994)と Dixon & Simpkin (1998) は、適切にコリメートされた一次線、フィルムカセット、グリッド、撮影台および壁に備え付けられたカセットホルダーによって、遮へい体に入射する一次線強度を顕著に低減させることを示した。この撮像関連機器による減弱は、遮へい材等価厚として表現される。プレ遮へい材等価厚は X_{pre} として表した。表 4.6 は X_{pre} の最小等価厚を示し、撮影台、壁備え付けカセットホルダー、グリッドおよびカセットに対して表 4.2 で該当する稼働負荷区分に使用される。

有資格者はこれらの受像器がビーム行程中に存在すると確認できるならば、必要とされる総遮へい体厚は一次線が遮へい体に直接影響すると仮定することで算出された総一次遮へい体厚から X_{pre} を差し引いた値を用いてもよい。

しかしながら、プレ遮へい体の使用に関しては、考慮中の遮へい体に適用できることを保証するために有資格者が慎重に評価すべきである。床方向に直接入射する撮影台では、プレ

遮へい体の使用は一般的に適用できる (Sutton & Williams, 2000)。しかし、いくつかの事例では、プレ遮へい体を無視するのは慎重になる方がよい。例えば、クロステーブルでの側面撮影では、X線は患者やカセットに対して必ずしも十分にコリメートされない。いくつかの小さな診療所における胸部撮影用受像器とは、表 4.6 に示す全ての胸部ブッキー関連機器を含まない壁備え付けカセットホルダーのみから成る。セクション 5 での事例は、プレ遮へい体の有無による必要遮へい体の計算例を示す。プレ遮へい体の使用が適切かどうかの判断は有資格者次第である。有資格者は、どのような場合でも一次線が患者やブッキー関連機器のいずれかによって遮断される確率が大きいことを認識すべきである。

TABLE 4.6—Equivalent thickness of primary beam preshielding (x_{pre})
(Dixon, 1994).^{a,b}

Application	x_{pre} (in mm)		
	Lead	Concrete	Steel
Image receptor in radiographic table or wall-mounted cassette holder (attenuation by grid, cassette, and image-receptor supporting structures)	0.85	72	7
Cross-table lateral (attenuation by grid and cassette only)	0.3	30	2

^aSince patient attenuation is ignored, potential variations in image-receptor attenuation from different manufacturers is not a significant factor.

^bCaveats for the use of preshielding are discussed in Section 4.1.6.2.

4.1.7 二次遮へい体

二次遮へい体は、X線装置から発生する散乱線と漏えい線による空気カーマを適切な遮へい設計目標値以下になるよう抑制するものである。散乱線の成分は、一次X線ビーム行程中、患者または他の物体によって散乱される光子によるものである。散乱線の強度は、有効ビームの強度と面積に伴い増加する。漏えい線はX線陽極で発生し、有効ビーム領域外側の管容器とコリメータを透過する。製造者は規制当局によって漏えい線を1mの距離で空気カーマ0.876mGy/h (照射線量100mR/h) にまで制限することが求められる (FDA, 2003a)。この要件への遵守は、連続的X線照射状態で最大管電圧と最大管電流を用いて評価される。

図 4.3 は、二次遮へい体に対するX線源と患者との関係を図示し、二次遮へい体の算出に重要である距離を示す記号を定義する。

4.1.7.1 漏えい線

漏えい線による空気カーマは、容器なしの漏えい線強度が一次線強度と一致することを最初に仮定することで評価される。通常の漏えい線の測定条件である150kVp、3.3mAでは、漏えい線を上記の規制値まで減らすことが要求される管容器厚は鉛2.3mm厚に相当する。臨床的な稼働負荷分布の管電圧毎における照射荷重稼働負荷は、上記の鉛等価厚で減弱され、1mでの患者当たりの遮へいされていない漏えい空気カーマを得るために総計される。これらを表 4.7 に示す。最大管電圧が150kVp以下の装置では管容器の鉛等価2.3mm未満であるが、遮へいされていない二次空気カーマは、表 4.7 のデータを用いて決定される。漏えい線は管容器によって顕著に硬くなるので、遮へい体透過後は、高い減弱での漸近半価層 (HVL) または付録 B の表 B.1 から得られる相当する減弱係数 α を使用して算出される。つまり各稼働負荷区分での稼働負荷による空気カーマは、透過係数 $e^{-\alpha x_{barrier}}$ で厚さ $x_{barrier}$ を透過し、漏えい線によって総透過空気カーマを算出するのに総計される。

4.1.7.2 散乱線

散乱線による空気カーマの大きさは、散乱角度、患者への一次入射光子エネルギーと光子数、患者へのビームの位置、および患者の大きさや形状の関数である。散乱線の強度は焦点からの距離において一次線面積に比例すると仮定される。これらのパラメータは便利的にそれぞれ受像器面積と線源からの受像器までの距離 (SID) として得られる。散乱係数 (α_1) は、患者における一次線面積中心から 1m の散乱空気カーマと任意の一次線面積に対する X線管から 1m での一次空気カーマの比率として定義される。散乱線に対する空気カーマは一次照射野と比例すると仮定される。この標準照射野の大きさは、便利的に SID における受像器面積として得られる。

4.1.7.3 二次線による総寄与

表 4.7 には、漏えい空気カーマと散乱空気カーマの距離を双方とも 1m として臨床上の稼働負荷区分に対して算出された遮へいされていない漏えい空気カーマ、散乱空気カーマおよび総二次空気カーマ (以降、 K_{sec}^1 とする) の値を示す。一次線の距離 d_F (m) での一次線の面積 (F) の推定値と散乱空気カーマの値を得るのに使用される患者当たりの総稼働負荷 (W_{norm}) は表 4.7 に示される。

患者数 N に対して距離 d_{sec} での遮へいされていない二次線による空気カーマ ($K_{sec}(0)$) は以下のように表される。

$$K_{sec}(0) = \frac{K_{sec}^1 N}{d_{sec}^2} \quad (4.4)$$

厳密に言うと、この簡潔な式は漏えい線と散乱線のそれぞれの距離 d_L と d_S が等しい場合のみ使うことができる。 d_{sec} にこれら 2 つの距離のうち短い方を使用することは 1 つの解決法である。他の解決法としては 5.3 や 5.4 に挙げるようなものが通常例として議論される。

TABLE 4.7—Unshielded leakage, scattered and total secondary air kermas (in mGy patient⁻¹) for the indicated workload distributions at $d_S = d_L = 1$ m. The workload distributions and total workloads per patient (W_{norm}) for the indicated clinical sites are the average per patient surveyed by AAPM TC9 (Simpkin, 1996a), listed in Table 4.2. The primary field size F (in cm²) is known at primary distance d_F . Side-scattered radiation is calculated for 90 degree scatter. Forward- and backscattered radiations are calculated for 135 degree scatter.^a Leakage radiation technique factors are 150 kVp at 3.3 mA to achieve 0.876 mGy h⁻¹ (100 mR h⁻¹) for all tubes except mammography, which assumes leakage radiation technique factors of 50 kVp at 5 mA.

Workload Distribution	W_{norm} (mA min patient ⁻¹)	F (cm ²) at d_F (m)		Unshielded Air Kerma (mGy patient ⁻¹) at 1 m				
				Leakage	Side-Scatter	Leakage and Side-Scatter (K_{sec}^1) ^b	Forward/Backscatter	Leakage and Forward/Backscatter (K_{sec}^1) ^c
Rad Room (all barriers)	2.5	1,000	1.00	5.3×10^{-4}	3.4×10^{-2}	3.4×10^{-2}	4.8×10^{-2}	4.9×10^{-2}
Rad Room (chest bucky)	0.60	1,535 ^d	1.83	3.9×10^{-4}	4.9×10^{-3}	5.3×10^{-3}	6.9×10^{-3}	7.3×10^{-3}
Rad Room (floor or other barriers)	1.9	1,000	1.00	1.4×10^{-4}	2.3×10^{-2}	2.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}	3.3×10^{-2}
Fluoroscopy Tube (R.F. room)	13	730 ^e	0.80	1.2×10^{-2}	3.1×10^{-1}	3.2×10^{-1}	4.4×10^{-1}	4.6×10^{-1}
Chest Room	0.22	1,535 ^d	2.00	3.8×10^{-4}	2.3×10^{-3}	2.7×10^{-3}	3.2×10^{-3}	3.6×10^{-3}
Mammography Room ^f	6.7	720 ^g	0.58	1.1×10^{-6}	1.1×10^{-2}	1.1×10^{-2}	4.9×10^{-2}	4.9×10^{-2}
Cardiac Angiography	160	730 ^e	0.90	8.8×10^{-2}	2.6	2.7	3.7	3.8
Peripheral Angiography ^h	64	730 ^e	0.90	3.4×10^{-3}	6.6×10^{-1}	6.6×10^{-1}	9.5×10^{-1}	9.5×10^{-1}

^aTo be conservatively safe, the somewhat higher values for backscattered radiation (135 degrees) are used for both backscattered and forward-scattered (30 degrees) radiations (see Figure C.1).

^bThe total secondary air kerma from both leakage and side-scattered radiations.

^cThe total secondary air kerma from both leakage and forward/backscattered radiations.

^dThe area of a 36 × 43 cm (14 × 17 inches) field.

^eThe area of a 30.5 cm (12 inches) diameter image intensifier.

^fCalculations have shown that 3.6×10^{-2} mGy patient⁻¹ is a conservatively safe maximum value for K_{sec}^1 for all barriers for a standard four-view mammographic examination, when evaluated at 1 m from the isocenter of the mammography unit (Simpkin, 1995) (Section 5.5).

The entries in Table 4.7 were evaluated 1 m from the x-ray tube and patient.

^gThe area of a 24 × 30 cm cassette.

^hThe data in this Table for Peripheral Angiography also apply to Neuroangiography.

4.2 遮へい計算法

この章では、遮へい要件の決定に用いられる一般的な算出式を紹介し、これらの概念を一次遮へい体および二次遮へい体に適用する。

4.2.1 一般的な遮へいの概念

遮へい計算の目的は、人が常時滞在する区域での空気カーマを、遮へいされる区域の占有係数に基づいた週当たりの遮へい設計目標値 P/T 以下にするのに十分な遮へい体厚を決定することである。広い線束の透過関数 $B(x)$ は、放射線遮へい体がない場合の同じ場所での空気カーマに対する遮へい体厚 x 透過後の空気カーマの比として定義される。条件を満たす遮へい体厚 (x_{barrier}) は、広い線束の透過関数の値として表すことができる。

$$B(x_{\text{barrier}}) = \left(\frac{P}{T} \right) \frac{d^2}{K^1 N} \quad (4.5)$$

ここで、 d は線源と遮へい体外側にいる個人との間の距離で、 K^1 は線源から 1m の距離での患者当たりの遮へいされていない平均空気カーマで、 N は対象となる撮影室での週当たりの検査患者数である。広い X 線束での透過特性は付録 A で議論される；透過曲線が提示される；パラメータ (α 、 β 、 γ) は x_{barrier} に対する代数的解法を可能にするモデルとして以下に示す。

$$x_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{NTK^1}{Pd^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (4.6)$$

広い線束の透過フィッティングパラメータ (α 、 β 、 γ) は、遮へい材、管電圧、稼働負荷区分に依存することに留意する必要がある。

4.2.2 一次遮へい体に対する遮へい計算法

$K_p(0)$ (距離 d_p での遮へいされていない一次線による空気カーマ) を P/T 値にまで減らすのに十分な遮へい体の透過係数 (B_p) は、以下の式より得られる。

$$B_p(x_{\text{barrier}} + x_{\text{pre}}) = \left(\frac{P}{T} \right) \frac{d_p^2}{K_p^1 U N} \quad (4.7)$$

1m 離れた場所での患者当たりの遮へいされていない一次空気カーマ K_p^1 に対する適切な値は、表 4.5 の臨床上の稼働負荷区分に示される。その他のパラメータは既に議論されている： P はセクション 1.4 と 4.1.1 で述べた週当たりの遮へい設計目標値である。 T はセクション 4.1.3 で述べた占有係数で、表 4.1 にその値を示す。 U はセクション 4.1.5 で述べた使用係数である。 d_p はセクション 4.1.2 と 4.1.6 で述べた線源から一次遮へい体外側にいる最大に被ばくする個人までの距離である。

様々な遮へい材の各稼働負荷区分に対する一次線の透過関数 [$B_p(x_{\text{barrier}})$] は導出され、それらを付録 B に示す。これらは任意の遮へい体厚を透過した各管電圧の空気カーマを総計し、それを遮へい体がない場合の総空気カーマで割ることで算出された。鉛、コンクリート、石膏、スチールおよび板ガラスに対する一次線透過曲線を図 B.2~B.6 に示す (付録 B)。一次

線に対する十分な必要遮へい体厚 ($X_{barrier}$) は、総必要遮へい体厚 ($X_{barrier}+X_{pre}$) を決定することで算出されるが、プレ遮へい体が適用できる場合には表 4.6 よりプレ遮へい体の等価厚 X_{pre} を求め、その値を差し引くことで $X_{barrier}$ が算出される。

もう一つの方法である式 4.8 に示す $X_{barrier}$ の代数的解法は、広い線束の透過に対し Archerらのモデルに基づき算出される (付録 A)。

$$X_{barrier} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{NTUK_p^1}{Pd_p^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] - X_{pre} \quad (4.8)$$

臨床上の稼働負荷区別に得られる一次線フィッティングパラメータ (α 、 β 、 γ) は、付録 B の表 B.1 に示される。

TABLE B.1—Fitting parameters for transmission of broad primary x-ray beams to Equation A.2 (thickness x is input in millimeters).

Workload Distribution ^a	Lead			Concrete ^b			Gypsum Wallboard		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
Rad Room (all barriers)	2.246	1.590×10^1	4.982×10^{-1}	3.626×10^{-2}	1.429×10^{-1}	4.932×10^{-1}	1.420×10^{-2}	5.781×10^{-2}	7.445×10^{-1}
Rad Room (chest bucky)	2.264	1.308×10^1	5.600×10^{-1}	3.552×10^{-2}	1.177×10^{-1}	6.007×10^{-1}	1.278×10^{-2}	4.848×10^{-2}	8.609×10^{-1}
Rad Room (floor or other barriers)	2.651	1.656×10^1	4.588×10^{-1}	3.994×10^{-2}	1.448×10^{-1}	4.231×10^{-1}	1.679×10^{-2}	6.124×10^{-2}	7.356×10^{-1}
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.347	1.267×10^1	6.149×10^{-1}	3.616×10^{-2}	9.721×10^{-2}	5.186×10^{-1}	1.340×10^{-2}	4.283×10^{-2}	8.796×10^{-1}
Rad Tube (R&F room)	2.295	1.300×10^1	5.373×10^{-1}	3.549×10^{-2}	1.164×10^{-1}	5.774×10^{-1}	1.300×10^{-2}	4.778×10^{-2}	8.485×10^{-1}
Chest Room	2.283	1.074×10^1	6.370×10^{-1}	3.622×10^{-2}	7.766×10^{-2}	5.404×10^{-1}	1.286×10^{-2}	3.508×10^{-2}	9.356×10^{-1}
Mammography Room	3.060×10^1	1.776×10^2	3.308×10^{-1}	2.577×10^{-1}	1.763	3.644×10^{-1}	9.148×10^{-2}	7.090×10^{-1}	3.459×10^{-1}
Cardiac Angiography	2.289	1.426×10^1	5.948×10^{-1}	3.717×10^{-2}	1.067×10^{-1}	4.878×10^{-1}	1.409×10^{-2}	4.814×10^{-2}	8.419×10^{-1}
Peripheral Angiography ^c	2.728	1.852×10^1	4.614×10^{-1}	4.292×10^{-2}	1.538×10^{-1}	4.236×10^{-1}	1.774×10^{-2}	6.449×10^{-2}	7.158×10^{-1}

Workload Distribution ^a	Steel			Plate Glass			Wood		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
Rad Room (all barriers)	2.163×10^{-1}	3.101	5.745×10^{-1}	3.907×10^{-2}	1.069×10^{-1}	5.940×10^{-1}	7.616×10^{-3}	7.670×10^{-4}	1.027
Rad Room (chest bucky)	2.179×10^{-1}	2.677	7.209×10^{-1}	3.762×10^{-2}	9.751×10^{-2}	7.867×10^{-1}	7.142×10^{-3}	3.080×10^{-4}	1.617
Rad Room (floor or other barriers)	2.635×10^{-1}	2.740	4.297×10^{-1}	4.361×10^{-2}	1.082×10^{-1}	5.463×10^{-1}	7.915×10^{-3}	8.800×10^{-4}	9.790×10^{-1}
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.323×10^{-1}	2.190	6.509×10^{-1}	3.901×10^{-2}	8.588×10^{-2}	8.081×10^{-1}	7.089×10^{-3}	4.740×10^{-4}	1.580
Rad Tube (R&F room)	2.126×10^{-1}	2.568	6.788×10^{-1}	3.778×10^{-2}	9.365×10^{-2}	7.483×10^{-1}	7.162×10^{-3}	4.110×10^{-4}	1.541
Chest Room	2.500×10^{-1}	1.989	7.721×10^{-1}	3.866×10^{-2}	7.721×10^{-2}	9.843×10^{-1}	7.650×10^{-3}	-9.800×10^{-4}	8.083×10^{-2}
Mammography Room	5.998	4.291×10^1	3.927×10^{-1}	2.467×10^{-1}	1.654	3.694×10^{-1}	1.914×10^{-2}	4.168×10^{-2}	2.858×10^{-1}
Cardiac Angiography	2.533×10^{-1}	2.461	6.243×10^{-1}	4.025×10^{-2}	9.482×10^{-2}	7.523×10^{-1}	7.303×10^{-3}	7.220×10^{-4}	1.204
Peripheral Angiography ^c	3.670×10^{-1}	3.260	5.036×10^{-1}	4.642×10^{-2}	1.203×10^{-1}	5.763×10^{-1}	8.103×10^{-3}	8.440×10^{-4}	9.754×10^{-1}

^aThe workload distributions are those surveyed by AAPM TG9 (Simpkin, 1996a), listed in Table 4.2.

^bNote that the fitting parameters for concrete assume standard-weight concrete.

^cThe data in this Table for Peripheral Angiography also apply to Neuroangiography.

4.2.3 二次遮へい体に対する遮へい計算法

二次線に対して遮へい設計目標値 P/T 以下になるよう $K_{\text{sec}}(0)$ (距離 d_{sec} での遮へいされていない二次線による空気カーマ) を低減させるための遮へい体の透過係数 $[B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}})]$ は次式で示される。

$$B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}}) = \left(\frac{P}{T} \right) \frac{d_{\text{sec}}^2}{K_{\text{sec}}^1 N} \quad (4.9)$$

1mの距離での患者当たりの遮へいされていない二次空気カーマ K_{sec}^1 に対する適切な値は、表 4.7 の臨床上の稼働負荷区分別に示される。他のパラメータについては既に議論されている： P はセクション 1.4 と 4.1.1 で述べた週当たりの遮へい設計目標値である。 T はセクション 4.1.3 で述べた占有係数で、表 4.1 にその値を示す。 d_{sec} はセクション 4.1.7.3 で述べた二次線源から二次遮へい体外側にいる最大に被ばくする個人までの距離である。式 4.9 を満たす厚さ x_{barrier} は、付録 C の図 C.2～図 C.7 を用いて決定される。

前述同様に、 x_{barrier} の代数的解法でも算出可能である。二次線の透過 $[B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}})]$ は、付録 C の表 C.1 に示すフィッティングパラメータを用いて付録 A の式 A.2 と A.3 の形になるよう適合させた。式 4.9 の $[B_{\text{sec}}(x_{\text{barrier}})]$ を式 A.3 に代入すると以下ようになる。

$$x_{\text{barrier}} = \frac{1}{\alpha\gamma} \ln \left[\frac{\left(\frac{NTK_{\text{sec}}^1}{Pd_{\text{sec}}^2} \right)^\gamma + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right] \quad (4.10)$$

TABLE C.1—Fitting parameters of the broad-beam secondary transmission to Equation A.2 (thickness x is input in millimeters).^a

Workload Distribution ^b	Lead			Concrete ^c			Gypsum		Wallboard
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
30 kVp	3.879 × 10 ¹	1.800 × 10 ³	3.560 × 10 ⁻¹	3.174 × 10 ⁻¹	1.725	3.705 × 10 ⁻¹	1.198 × 10 ⁻¹	7.137 × 10 ⁻¹	3.703 × 10 ⁻¹
50 kVp	8.801	2.728 × 10 ¹	2.957 × 10 ⁻¹	9.030 × 10 ⁻²	1.712 × 10 ⁻¹	2.324 × 10 ⁻¹	3.880 × 10 ⁻²	8.730 × 10 ⁻²	5.105 × 10 ⁻¹
70 kVp	5.369	2.349 × 10 ¹	5.883 × 10 ⁻¹	5.090 × 10 ⁻²	1.697 × 10 ⁻¹	3.849 × 10 ⁻¹	2.300 × 10 ⁻²	7.160 × 10 ⁻²	7.300 × 10 ⁻¹
100 kVp	2.507	1.533 × 10 ¹	9.124 × 10 ⁻¹	3.950 × 10 ⁻²	8.440 × 10 ⁻²	5.191 × 10 ⁻¹	1.470 × 10 ⁻²	4.000 × 10 ⁻²	9.752 × 10 ⁻¹
125 kVp	2.233	7.888	7.295 × 10 ⁻¹	3.510 × 10 ⁻²	6.600 × 10 ⁻²	7.832 × 10 ⁻¹	1.200 × 10 ⁻²	2.670 × 10 ⁻²	1.079
150 kVp	1.791	5.478	5.678 × 10 ⁻¹	3.240 × 10 ⁻²	7.750 × 10 ⁻²	1.566	1.040 × 10 ⁻²	2.020 × 10 ⁻²	1.135
Rad Room (all barriers)	2.298	1.738 × 10 ¹	6.193 × 10 ⁻¹	3.610 × 10 ⁻²	1.433 × 10 ⁻¹	5.600 × 10 ⁻¹	1.380 × 10 ⁻²	5.700 × 10 ⁻²	7.937 × 10 ⁻¹
Rad Room (chest bucky)	2.256	1.380 × 10 ¹	8.837 × 10 ⁻¹	3.560 × 10 ⁻²	1.079 × 10 ⁻¹	7.705 × 10 ⁻¹	1.270 × 10 ⁻²	4.450 × 10 ⁻²	1.049
Rad Room (floor or other barriers)	2.513	1.734 × 10 ¹	4.994 × 10 ⁻¹	3.920 × 10 ⁻²	1.464 × 10 ⁻¹	4.486 × 10 ⁻¹	1.640 × 10 ⁻²	6.080 × 10 ⁻²	7.472 × 10 ⁻¹
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.322	1.291 × 10 ¹	7.575 × 10 ⁻¹	3.630 × 10 ⁻²	9.360 × 10 ⁻²	5.955 × 10 ⁻¹	1.330 × 10 ⁻²	4.100 × 10 ⁻²	9.566 × 10 ⁻¹
Rad Tube (R&F room)	2.272	1.360 × 10 ¹	7.184 × 10 ⁻¹	3.560 × 10 ⁻²	1.114 × 10 ⁻¹	6.620 × 10 ⁻¹	1.290 × 10 ⁻²	4.570 × 10 ⁻²	9.355 × 10 ⁻¹
Chest Room	2.288	9.848	1.054	3.640 × 10 ⁻²	6.590 × 10 ⁻²	7.543 × 10 ⁻¹	1.300 × 10 ⁻²	2.970 × 10 ⁻²	1.195
Mammography Room	2.991 × 10 ¹	1.844 × 10 ²	3.550 × 10 ⁻¹	2.539 × 10 ⁻¹	1.8411	3.924 × 10 ⁻¹	8.830 × 10 ⁻²	7.526 × 10 ⁻¹	3.786 × 10 ⁻¹
Cardiac Angiography	2.354	1.494 × 10 ¹	7.481 × 10 ⁻¹	3.710 × 10 ⁻²	1.067 × 10 ⁻¹	5.733 × 10 ⁻¹	1.390 × 10 ⁻²	4.640 × 10 ⁻²	9.185 × 10 ⁻¹
Peripheral Angiography ^d	2.661	1.954 × 10 ¹	5.094 × 10 ⁻¹	4.219 × 10 ⁻²	1.559 × 10 ⁻¹	4.472 × 10 ⁻¹	1.747 × 10 ⁻²	6.422 × 10 ⁻²	7.299 × 10 ⁻¹

Workload Distribution ^a	Steel			Plate Glass			Wood ^e		
	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ	α (mm ⁻¹)	β (mm ⁻¹)	γ
30 kVp	7.408	4.249 × 10 ¹	4.061 × 10 ⁻¹	3.060 × 10 ⁻¹	1.620	3.793 × 10 ⁻¹	2.159 × 10 ⁻²	3.971 × 10 ⁻²	2.852 × 10 ⁻¹
50 kVp	1.817	4.840	4.021 × 10 ⁻¹	9.721 × 10 ⁻²	1.799 × 10 ⁻¹	4.912 × 10 ⁻¹	1.076 × 10 ⁻²	1.862 × 10 ⁻³	1.170
70 kVp	7.149 × 10 ⁻¹	3.798	5.381 × 10 ⁻¹	5.791 × 10 ⁻²	1.357 × 10 ⁻¹	5.968 × 10 ⁻¹	8.550 × 10 ⁻³	5.390 × 10 ⁻⁴	1.194
100 kVp	3.424 × 10 ⁻¹	2.456	9.388 × 10 ⁻¹	4.279 × 10 ⁻²	8.948 × 10 ⁻²	1.029	7.230 × 10 ⁻³	8.940 × 10 ⁻⁴	1.316
125 kVp	2.138 × 10 ⁻¹	1.690	1.086	3.654 × 10 ⁻²	5.790 × 10 ⁻²	1.093	6.587 × 10 ⁻³	-1.140 × 10 ⁻³	1.172
150 kVp	1.511 × 10 ⁻¹	1.124	1.151	3.267 × 10 ⁻²	4.074 × 10 ⁻²	1.134	6.027 × 10 ⁻³	-1.630 × 10 ⁻³	1.440
Rad Room (all barriers)	2.191 × 10 ⁻¹	3.490	7.358 × 10 ⁻¹	3.873 × 10 ⁻²	1.054 × 10 ⁻¹	6.397 × 10 ⁻¹	7.552 × 10 ⁻³	7.370 × 10 ⁻⁴	1.044
Rad Room (chest bucky)	2.211 × 10 ⁻¹	2.836	1.123	3.749 × 10 ⁻²	8.710 × 10 ⁻²	9.086 × 10 ⁻¹	7.058 × 10 ⁻³	2.290 × 10 ⁻⁴	1.875
Rad Room (floor or other barriers)	2.440 × 10 ⁻¹	3.012	5.019 × 10 ⁻¹	4.299 × 10 ⁻²	1.070 × 10 ⁻¹	5.538 × 10 ⁻¹	7.887 × 10 ⁻³	8.770 × 10 ⁻⁴	9.800 × 10 ⁻¹
Fluoroscopy Tube (R&F room)	2.331 × 10 ⁻¹	2.213	8.051 × 10 ⁻¹	3.886 × 10 ⁻²	8.091 × 10 ⁻²	8.520 × 10 ⁻¹	7.057 × 10 ⁻³	4.220 × 10 ⁻⁴	1.664
Rad Tube (R&F room)	2.149 × 10 ⁻¹	2.695	8.768 × 10 ⁻¹	3.762 × 10 ⁻²	8.867 × 10 ⁻²	8.087 × 10 ⁻¹	7.102 × 10 ⁻³	3.450 × 10 ⁻⁴	1.698
Chest Room	2.518 × 10 ⁻¹	1.829	1.273	3.866 × 10 ⁻²	6.270 × 10 ⁻²	1.128	7.485 × 10 ⁻³	-8.100 × 10 ⁻⁴	9.459 × 10 ⁻²
Mammography Room	5.798	4.412 × 10 ¹	4.124 × 10 ⁻¹	2.404 × 10 ⁻¹	1.709	3.918 × 10 ⁻¹	1.888 × 10 ⁻²	4.172 × 10 ⁻²	2.903 × 10 ⁻¹
Cardiac Angiography	2.530 × 10 ⁻¹	2.592	7.999 × 10 ⁻¹	4.001 × 10 ⁻²	9.030 × 10 ⁻²	8.019 × 10 ⁻¹	7.266 × 10 ⁻³	6.740 × 10 ⁻⁴	1.235
Peripheral Angiography ^d	3.579 × 10 ⁻¹	3.466	5.600 × 10 ⁻¹	4.612 × 10 ⁻²	1.198 × 10 ⁻¹	5.907 × 10 ⁻¹	8.079 × 10 ⁻³	8.470 × 10 ⁻⁴	9.742 × 10 ⁻¹

^aThe appropriateness of the fits should not be assumed for barrier thicknesses beyond those plotted in Figures C.2 through C.7.

^bThe 30 kVp and Mammography Room data are for molybdenum-anode x-ray tubes. All other data are for tungsten-anode tubes.

^cThe fitting parameters (α , β and γ) for concrete assume standard-weight concrete.

^dThe data in this Table for Peripheral Angiography also apply to Neuroangiography.

^eAdditional fitting parameters (α , β and γ) for 25 and 35 kVp molybdenum-anode x-ray tube secondary transmission curves for wood are (2.290 × 10⁻², 4.341 × 10⁻², and 1.937 × 10⁻¹) for 25 kVp and (1.882 × 10⁻², 3.878 × 10⁻², and 3.825 × 10⁻¹) for 35 kVp.

4.2.4 代表的な撮影室および撮影・透視室に対する付加的方法

遮へい体厚の算出に対する前述の方法は、胸部専用撮影装置などの照射方向が固定された X 線管を有する部屋や、C アーム型透視装置などの二次線のみが対象となる装置を有する部屋には簡単に適用できる。しかしながら、撮影室と撮影・透視室のような複数の X 線管を有する装置や、管球の位置と方向を自由に変えることができる装置に対する計算方法の複雑さは、前述の算出方法をより面倒なものにする。例えば、撮影室でのクロステーブルに近い壁を考えてみる。この遮へい壁は 3 つの放射線源、つまりクロステーブル撮影による一次線、テーブルの下側から撮影する場合の散乱線と漏えい線、胸部ブッキー撮影による二次線に対して防護をしなければならない。管電圧分布とこれらの線源間距離の多様性により遮へい問題は意外にも難しい。

この問題を単純化するために、管球の数、管球の方向と位置、稼働負荷区分、使用係数および臨床特有の装置レイアウトに関して条件が設定される。図 4.4 に代表的な撮影室または撮影・透視室の立面図と平面図を示す。一次線方向には、撮影台を横切る方向だけでなく、撮影台方向や壁に備え付けられた胸部ブッキー方向がある。この部屋の遮へい壁は、一次線と全ての二次線源からの透過空気カーマの総計を P/T 値以下に抑える必要がある。

従来から一次線が主要な放射線源であると仮定されてきた一方で、低い一次稼働負荷または使用係数の遮へい体に対してはこの仮定は当てはまらないだろう。図 4.4 に示す撮影室の場合では、二次線源による影響の大きいことは確かである。この部屋の周囲の様々な遮へい要件は、代表的な稼働負荷区分と使用係数を用いて算出された。撮影室（床またはその他の遮へい体）の稼働負荷 (W_{norm} ; 1.9 mA・分/患者) を仮定し算出されたこれらの遮へい体厚は、撮影台 (SID 100cm) における照射野面積 1000cm^2 とした受像器方向と、クロステーブルでの側面撮影に対して同じ照射野面積の受像器方向とした。

この稼働負荷は、89%が撮影台方向、2%が胸部ブッキーの反対側の壁方向、残りの 9%がクロステーブル撮影による壁方向によるものである。続いて撮影室（胸部ブッキー）の稼働負荷 (W_{norm} ; 0.6 mA・分/患者) による照射は、胸部ブッキー受像器 (SID 1.83m、照射野面積 $1,535\text{cm}^2$) 方向である。

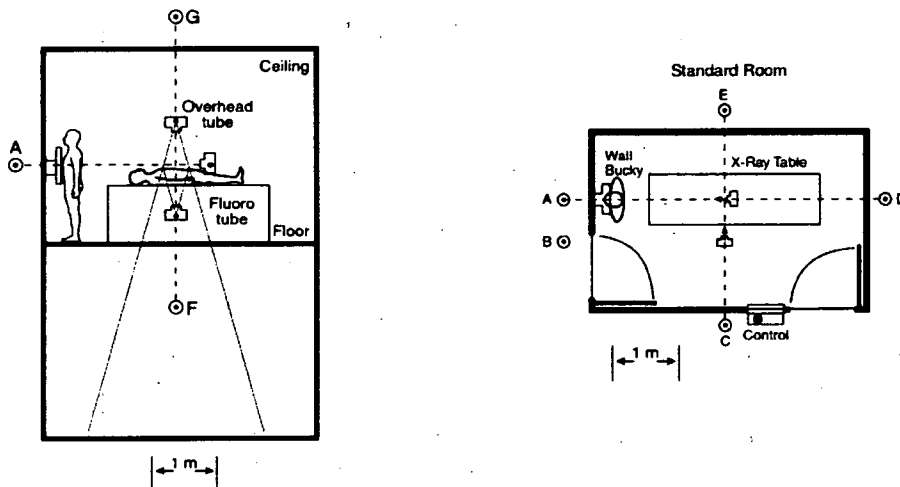


Fig. 4.4. Elevation (left) and plan (right) views of a representative radiographic (or radiographic and fluoroscopic) room. Points A, B, C, D and E represent a distance of 0.3 m from the respective walls. Point F is 1.7 m above the floor below. Point G is taken at 0.5 m above the floor of the room above.

室の様々な遮へい体に対する鉛やコンクリートの必要厚は、図 4.5 と図 4.6 に示すとおり NT/Pd^2 の関数として算出される。これらのグラフにおいて、P は週当たりのミリグレイ、N は週当たりの検査患者数、距離 d はメートルで表される。図 4.5 と図 4.6 における遮へい要件は、その部屋の対象遮へい体に適切な d 値を用いることで撮影室に適用される。距離 d は人が常時滞在する区域の空気カーマに最も寄与する線源からの距離を慎重に採択すべきである。一次遮へい体に対しては、d は一次線を照射する管球の位置からその遮へい体まで測定すべきである。様々な管球位置による二次遮へい体では、撮影台の中央から d を測定するのが妥当である。

同様に、代表的な撮影・透視室への遮へい要件を考えてみる。上述で検討した撮影室の形態と大きさ同一の部屋には、撮影台の中央部に I.I (SID 0.8m、受像器面積 730cm^2) がある。透視 X 線管の焦点は、撮影台の表面から 0.5m 真下にあると仮定する。透視 X 線照射は、透視用 X 線管（撮影・透視室）の稼働負荷 (W_{norm} ; 13 mA・分/患者) に従うと仮定した。

透視検査は、撮影用 X 線管の稼働負荷 (W_{norm} ; 1.5 mA・分/患者) に従い、撮影台方向に照射すると仮定した。撮影・透視室は、一般的に透視検査に加えて大半が撮影のみの患者に対して使用される。代表的な撮影・透視室では、3 名の撮影のみの患者が受ける検査は透視検査を含む全ての検査に対して実施されると仮定されてきたが、遮へい要件はこの割合の設定に強く依存しない。NT/Pd² 1,800mGy/年に対しては、割合を 2:1 まで減らすことで約 2% 遮へい要件が増加し、割合を 4:1 に増やすことで遮へい要件は 2% 減少する。撮影用 X 線管の稼働負荷は、代表的な撮影室で仮定されるものと同じである。撮影・透視室の様々な遮へい体に対する鉛とコンクリートの必要遮へい厚は、NT/Pd² の関数として図 4.7 と図 4.8 に示される。更に、P は週当たりのミリグレイ、N は各週の撮影・透視室での総検査患者数 (セクション 4.1.4)、d (m) は最も強い線源から人が常時滞在する区域までの距離が採用される。

スチール、石膏、プレートガラスに対する代表的な撮影室と撮影・透視室での遮へい厚要件は、図 4.5~4.8 の鉛とコンクリートのグラフから推定される。これらの図の一次遮へい体に対してデータを算出するのに適用された使用係数は、表 4.4 とこのセクションの初めの方に示めされる。

表 4.8 は、適切な必要スチール (もしくは石膏、プレートガラス、または軽重量コンクリート) 厚を算出する場合に、必要鉛 (またはコンクリート) 厚に乗じる係数を示す。これらの係数は安全側に立っており、特定の使用のみに適用される。例えば、図 4.6 より厚さ 8mm の標準重量コンクリート遮へい体が必要と仮定する。石膏遮へい体では $3.2 \times 8\text{mm} = 26\text{mm}$ 厚、またはプレートガラス遮へい体では $1.2 \times 8\text{mm} = 9.6\text{mm}$ 厚で要件を満たす。

TABLE 4.8—Barrier thickness requirements for steel, gypsum wallboard, and plate glass determined from lead and concrete requirements utilizing the shielding graphs in Figures 4.5 to 4.8 for both the representative radiographic and R&F rooms.^a

Steel thickness requirement	8 times the lead thickness requirement
Gypsum wallboard thickness requirement	3.2 times the standard-weight concrete thickness requirement
Plate glass thickness requirement	1.2 times the standard-weight concrete thickness requirement
Light-weight concrete thickness requirement	1.3 times the standard-weight concrete thickness requirement

^aThis Table is only applicable for conversion of a barrier thickness determined with the NT/Pd² model given in Figures 4.5 through 4.8.

4.3 不確定要素

この報告書で使用される稼働負荷区分は多数の患者が来院する医療機関の調査に基づくが、新しい技術や新しい臨床的手技の導入はこれらの稼働負荷分布の形状に長期にわたり影響することが考えられる。それ故に、どのような変化が生じ、勧告される遮へい要件にどのような影響があるかを検討することが合理的である。

特定の検査に対する X 線測定条件は、許容可能な臨床上の画質に対して要求される画像コントラストを達成する一方で、患者の被ばくを最小限にすることで決定される。管電圧はこの関係において最も重要なパラメータなので、各特定の種類の検査に実際使用される管電圧値は細幅の分布に一致する。最も一般的なインターベンション検査のうちの 1 つを実施しヨード造影剤で血管撮影する場合、通常は約 85kVp を超えない管電圧を要する。それ故に、各

検査の分布関数の形状は画像工学の限界で検討され、それは時間と共に変化しない。従って、任意のタイプの部屋で実施される検査の種類範囲に変化がない限り、この報告書で仮定される稼働負荷区分は遮へい要件を明確にする十分な基礎をなす。

新しい撮像技術の導入は稼働負荷積分値の大きさの変更を必要とする。つまり、管電圧に対する稼働負荷の相対的な拡大はこの報告書で出版された稼働負荷区分と同様に変わらないが、患者当たりの総稼働負荷は変わるだろう。初めの方で議論されたことであるが、 W_{site}/W_{norm} はこの変化を調整するための測定係数である。

撮像装置、受像速度、コントラスト要件などの多様性により、施設間での稼働負荷分布にも多様性がある。Simpkin (1996a) は、このレポート書で使用される稼働負荷区分に対する 5kVp ごとの患者当たりの稼働負荷値における標準偏差を報告した。これらのデータは、このレポートでこれらの多様性が遮へい勧告要件に与える影響を明らかにする感度分析のための基礎となる。例えば、撮影室における管電圧ごとの患者当たりの稼働負荷の大きさが 2SD 分増加するなら、 NT/Pd^2 値が $3,000 \text{ mGy}^{-1} \text{ m}^{-2}$ の一次遮へい体に対する遮へい要件は、鉛 0.1mm 未満分増加する。他のタイプの部屋や他の遮へい体に対しても、遮へい勧告要件の増加は同様である。

5. 遮へい計算例

この章では、本報告書で提示された理論的な情報とデータが、様々な種類の X 線診療室の遮へいに必要とされる最低限の厚さを決定するのに、どのように用いられるかについて説明する。しかしながら、事例と使用法は、許容可能な放射線防護を規定できる技術や仮定のみを示すように意図している訳ではないことを強調することが重要である。他の方法が同様に満足できるものであることが証明される。有資格者による専門的な判断が、放射線防護に必要な程度は可能な限り効果的・経済的に達成されることを保証するため、各々の設計仕様で要求される。

遮へい構造設計と建築の妥当性についての最終評価は、本報告書の第 6 章に記述されている完成した設備の放射線検査に基づく。管理区域または管理区域外での適切な遮へい設計目標を保証するために、直接測定することが求められる。もし検査により欠陥が発見された場合、遮へいの追加または装置や手技の変更が求められる。そのような欠陥を避けるために有資格者は ALARA の原則を考慮する必要がある。放射線遮へいにおいて慎重に安全側のアプローチをする必要がある。既存施設への遮へい体追加にかかる費用は、工事の初期段階で行うよりも何倍もかかる。

遮へい要件を特定する際、有資格者をサポートするものとして本報告書での遮へい評価法の要約を表 5.1 に示す。遮へいの完全性のためや教育的ツールとして、これらの事例の多くは 1 つの特定の遮へい要件を決定する方法を 2 つ以上含む。例えば、図 4.5～4.8 は撮影室と撮影・透視室の各々で必要とされる遮へい体厚を見いだすための簡便な方法を提示している。その例に示しているように、これらの遮へい体に対する同様の結果が、従来の計算手法による付録 B と C の図を用いて得られる。これらの計算手法は心血管・末梢血管造影室や乳房撮影室でも同様に利用される。最終的にこれらの付録の表やグラフに含まれるデータや情報は、コンピュータによる表計算で容易に用いることができる。

最初の例では、二次遮へい体を有する単一 X 線源で直接照射される場合を考える。様々な方向に X 線が照射される複数の X 線源がある場合は、撮影室と撮影・透視室で考える。

5.6 CT装置の遮へい計算例のみ示す。
 他の計算例は、本研究では重要ではないので省略する。

TABLE 5.1—Summary guide to resources in this Report.

Room Designation	Barrier	Type of Radiation	Unshielded Air-Kerma Data	Transmission Data		
				Lead	Concrete	Other Materials
Radiographic room	Floor under x-ray table, cross-table, other primary walls, chest-bucky wall	Primary	Table 4.5	Figure 4.5a, Figure 4.5b, Figure B.2, Table B.1	Figure 4.6a, Figure 4.6b, Figure B.3, Table B.1	Table 4.8, Figures B.4 – B.6, Table B.1
	Ceiling, secondary part of floor, walls	Secondary	Table 4.7	Figure 4.5c, Figure C.2, Table C.1	Figure 4.6c, Figure C.3, Table C.1	Table 4.8, Figures C.4 – C.7, Table C.1
R&F room	Floor under x-ray table, cross-table, other primary walls, chest-bucky wall	Primary	Table 4.5	Figure 4.7a, Figure 4.7b, Figure B.2, Table B.1	Figure 4.8a, Figure 4.8b, Figure B.3, Table B.1	Table 4.8, Figures B.4 – B.6, Table B.1
	Ceiling, secondary part of floor, walls	Secondary	Table 4.7	Figure 4.7c, Figure C.2, Table C.1	Figure 4.8c, Figure C.3, Table C.1	Table 4.8, Figures C.4 – C.7, Table C.1
Dedicated chest room	Chest-bucky wall	Primary	Table 4.5	Figure B.2, Table B.1	Figure B.3, Table B.1	Figures B.4 – B.6, Table B.1
	All other barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Cardiac Angiography	All barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Peripheral angiography*	All barriers	Secondary	Table 4.7	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Mammography	All barriers	Secondary	Table 4.7 Section 5.5	Figure C.2, Table C.1	Figure C.3, Table C.1	Figures C.4 – C.7, Table C.1
Computed tomography	All barriers	Secondary	Section 5.6	Figure A.2	Figure A.3	—

*In this Table, the resources cited for peripheral angiography also apply to neuroangiography.

5.6 CT装置

近年のCT装置は、回転軸に沿って公称幅 T_b (cm) にコリメートされたX線ファンビームを生成する回転型X線管から成る。120~140kVpのX線管電圧が通常使用され、かなりの遮へい厚を要する比較的高い線量の散乱線を生成する。ヘリカルスキャンモードでのCT検査の間、患者は寝台に寝かされ、回転軸に沿って速度 v で連続移動する。放射線は円柱ファントムの表面をらせん状に描きながら照射し（ヘリカルスキャンまたはスパイラルスキャン）、X線管の回転時間 (τ) は1回転当たり約1秒未満である。ガントリー回転当たりの患者上の移動 $b=v\tau$ が公称幅 T_b より大きい場合、シーケンスのピッチ ($p=b/T_b$) は1より大きい。「マルチスライス」CTの装置では、回転軸に沿った複数の検出器が公称ビーム幅より小さい1回転当たりいくつかの画像区域の情報を収集するために使用される。シングルスライスCT装置では、公称ビーム幅（再構成されたスライス厚）は通常1~10mmの範囲で変動する。「マルチスライス」もしくは「多列検出器」CT装置では、公称ビーム幅は40mm以上で再構成スライス数 n を含む。いずれの場合も、総ビーム幅より1回転あたりの散乱線量が決まる。