

TABLE 38. RALS のコミッショニング項目

測定試験	必要な時間	必要な装置
RALS装置	8時間	ウェル型電離箱、GMカウンタ、サーベイメータ、フィルム、X線診断装置、ストップウォッチ
線源のマニュアル	8時間	模擬線源、フィルム、X線診断装置
密封小線源アプリケーション	アプリケーション当たり2時間	フィルムとX線診断装置

\*装置のコミッショニングのための時間と物理士や発展した方針や手順へのメーカーへの訓練のための時間は含まれていない。

付録XV

外部放射線照射施設に対する放射線の遮蔽

Fig. 8に $^{60}\text{Co}$ 装置室の計画と高さを示す。迷路の使用については厚みがたった3.2 mmの鉛の標準的なドアでも良いと記されている。外観は $^{60}\text{Co}$ 装置に対向板が装備されないで計画することがある場所はどこでも室内の壁や天井には主たる厚さの遮蔽を求める。もし床の下の空間があるならば、床にも主たる厚さの遮蔽が必要である。しかし、治療装置の重量や遮蔽を考慮すると、地面を掘り下げた施設を構えることが最も良い方法である。

必要な遮蔽のためのNCRP Report 151 [6]に描かれている方法は3つの方法が基準とされている。

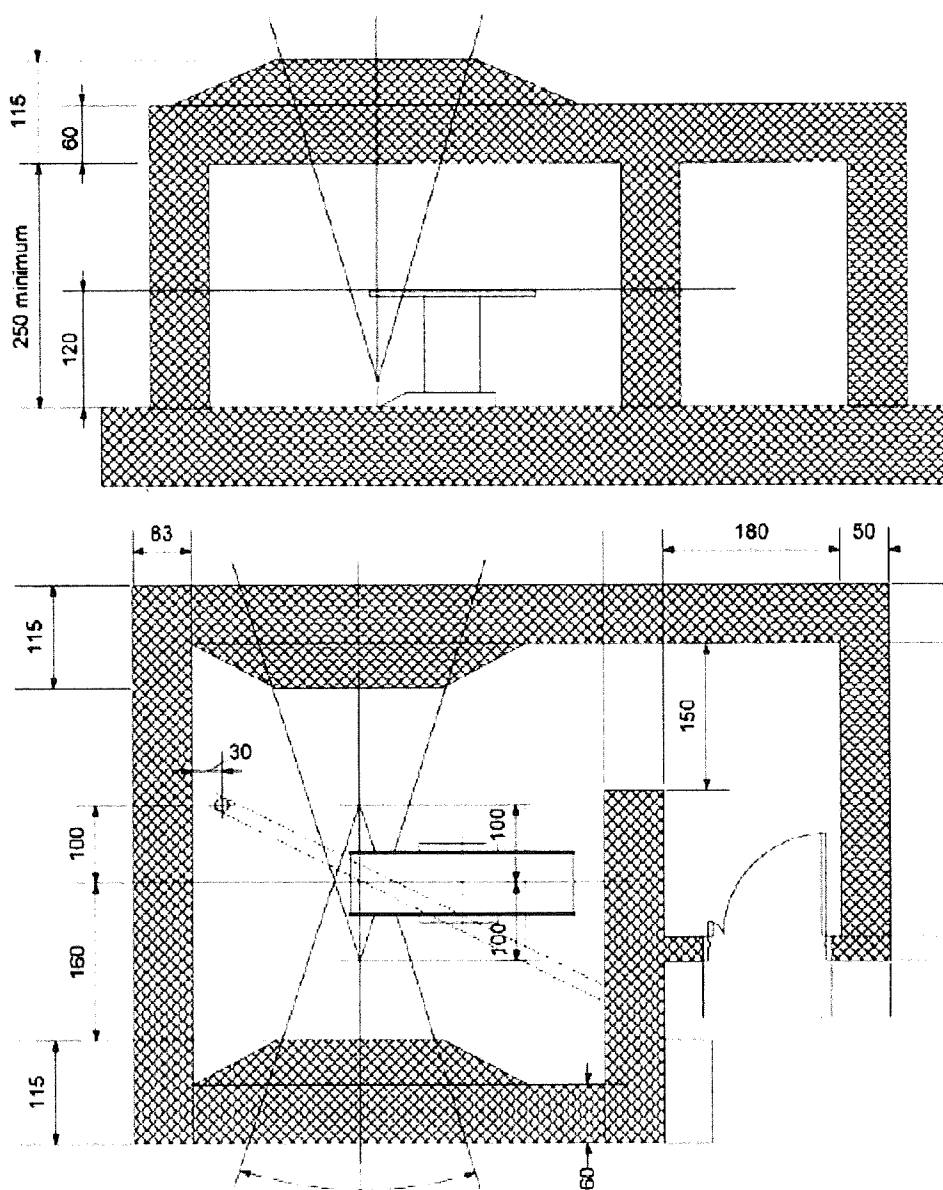


FIG. 8  $^{60}\text{Co}$ 放射線治療装置室の遮蔽壁略図 (cm 表示)

- (1) 既知のエリアを占めるうちの線量値 P の設置
- (2) もし遮蔽がない場合に与えられるだろう線量 D の評価
- (3) D から P の減らすために必要な減弱要素の追加；例えば，D/P 比の結果

Ref. [6] では，線量値 P は個々の線量制限で調整される．国際的な推奨は個々の線量限度を調節するように P を受け入れる方法から総線量を使用して遮蔽の最適化を行う方法へ変換している．

しかし，総線量を基準としている遮蔽の最適化は複雑であり，複数の不確実な問題もあり，認められ，より実用的な，方法は最適な方法を含まれていて，調整する線量限度よりも下に設定し，個々の線量の制約（放射線線源に関係した）を確立することを基本としている．

個々の線量限度を使用するよりもむしろ総線量値を使用する有利な点は，個々の線量の制約によって，個々の線量限度と入れ替わるための僅かな違いにより，方法がシンプルでおおむね正しく，NCRP の方法論に適用されることが可能である．

P/D 比は僅かな減弱であり，遮蔽用の壁に与えられなければならない．コンクリートのような 1/10 価層(TVL)(in cm)が知られている遮蔽用の物質であれば，壁の厚さは次の方程式によって決定することができる．

$$P/D = e^{-(2.3 \times \text{thickness}/\text{TVL})} = 10^{-\text{thickness}/\text{TVL}}$$

もしくは

$$\text{必要とする厚さ} = 1/10 \text{ 価層} \times \log_{10}(D/P)$$

## XV.1. P の決定

制約は線源（外部放射線治療装置）に関連する個々の線量制限の半分と仮定される．個人への被ばくは年間を通じて均一に分布しているため，職業被ばくに対する週当たりの線量制限は  $10/50 = 0.2 \text{ mSv}$  となり，環境に対応する等価線量は  $H^*(d) = 0.2 \text{ mSv/week}$  となる．

公衆の人員に対する線量制約は

$$1/50 \times 2 = 0.01 \text{ mSv/week.}$$

## XV.2. D の決定

### XV.2.1. 直接線（主要な遮蔽計算）

D を決定するための第 1 段階は，アイソセンタに 1 週間当たりどれだけ照射するのかを決定することである．量は仕事量の W で示す．

例：仕事量を決定するためには，1 日平均 40 人の治療を行い，線量は 2 Gy/人で 1 週間に 5 日間行うというように想定する．平均的な TMR が処方ポイントで 0.67，アイソセンタ間距離が 100 cm とする．そうすると仕事量は

$$\begin{aligned} W (\text{仕事量}) &= 40 \text{ 人/日} \times 2 \text{ Gy/人} \times 5 \text{ 日間} / (1 \text{ 週} \times 0.67) \\ &= 600 \text{ Gy/週} \end{aligned}$$

線量値は遮蔽のために U 値を使用して変更することが可能であり（照射の一部を遮蔽の問題として管理されたビームを使用する）、そして 1 週間で治療にどれだけの時間がかかるかを表す、形態の問題のための占有ファクタ T によっても変更することが可能である。変更された線量は WUT となる。

線源からの 1 m 当たりのビームの線量率は、逆 2 乗法を使用して問題の位置の線量に交換される。ビーム軸のポイントでは主要なビームの制限と関連して、逆 2 乗の補正は線源からの距離  $d_{pri}$  が関連している。

$$D = \frac{WUTd_{iso}^2}{d_{pri}^2} \quad (1)$$

### XV.2.2. 漏洩線量

$^{60}\text{Co}$  装置の照射ヘッドからの漏洩線量は、 $D_L$  と表され、ビームオン時のメインビームとのパーセント比（ $\%D_{pri}$ ）で示される。適切な IEC 基準ではアイソセンタ面に直交したビーム軸で線源からビームエリアの外側へ 1m の距離で線量比が 0.1% 以下となっている。同時に、漏洩は中心を線源としてアイソセンタ半径 1m の球での線量比が 0.5% を超えてはならない。使用するファクタは U で漏洩線量である。

漏洩線量で距離は  $d_{leakage}$  で

$$D_L = WT(\% D_{pri}/100)d_{iso}^2/d_{leakage}^2 \quad (2)$$

同様に、前述の IEC 基準は吸収線量はビームオフ時の漏洩線量で線源から 1m において 0.02 mGy/h を超えるべきではない。そうすれば、働いているスタッフにとって、 $^{60}\text{Co}$  装置は安全に近づいて仕事を行うことができる。

商業用の  $^{60}\text{Co}$  装置を利用する時は、漏洩線量は照射ヘッドからビームオン時もビームオフ時も 1m において 0.02 mGy/h 以下であり、遮蔽計算では無視されるだろう。しかし、他の  $^{60}\text{Co}$  装置の漏洩線量を考慮すると、遮蔽要求の重要な要素を構成している。

### XV.2.3. 散乱線

遮蔽は散乱線に対しても行わなければならない。決定する線量、 $D_s$ 、ある関心ポイントからの散乱で、NCRP は特定の角度で物質から散乱する一部の線量を表す散乱線の要素を表として用意している、散乱線のファクタは a によって示され、20 cm×20 cm の定まった照射野サイズで示される。平均照射野が 20 cm×20 cm と異なった時は、a は照射野の区域比で等しくなるようにファクタによって増やされるべきである。例として、平均照射野が 30 cm×30 cm では、ファクタ a は 900/400 に増加する。使用するファクタは U=1 で散乱線である。散乱線のエネルギーは角度により変更するが、照射ビームよりは全ての場合で小さくなる。

散乱放射線からの線量は次の式で表す

$$D = \frac{aWUTd_{iso}^2}{d_{ca}^2d_{sc}^2} \quad (3)$$

$D_s$  は関心ポイントでの散乱線

a は散乱ファクタ

W は仕事量

T は占有ファクタ

F は照射野ファクタ

$d_{iso}$  は線源からアイソセンタまでのメートルでの距離

$d_{sca}$  は線源と散乱体までのメートルでの距離

$d_{sec}$  は散乱体と遮蔽物までの距離

放射線は位置によって散乱し、患者からの主な散乱線は逆 2 乗法によりアイソセンタを利用するよりはむしろ線源からの距離を利用する。

漏洩と散乱成分の両方ともアイソセンタからの距離の 2 乗によって減少させる。

#### XV.2.4. 3 種類の放射線の組み合わせ

メインビームが直接関心ポイントに照射されるならば、遮蔽体の厚さは非常に厚くなり、遮蔽の設計をしなければならない。メインビームが遮蔽体に照射されなければ、漏洩線量と散乱線のより大きな遮蔽体の厚さを使用し、少なくとも 1/10 価層よりも厚いものになるだろう。そうでなくても、大きな値の遮蔽の厚さと 1/10 価層  $\times 0.333$  の厚みを使用する。

ビームオンの時に遮蔽体は常に漏洩線量や散乱線からの衝突を受けて以来、使用するファクタは主要な遮蔽物の 1 よりは僅かに少なくすることができる。

#### XV.3 主要な遮蔽体計算の例

Fig. 8 から、A 地点を  $^{60}\text{Co}$  装置で SAD 100 cm の時には制御室とすると、線量の制約は P-0.1 mSv/週となる。主要な遮蔽体では、使用するファクタ U は 1 より少なくなるだろう。U-0.25 と仮定する、すなわち、遮蔽体に衝突するビームがビームオン時の 1/4 ということになる。技術者は常にビームがオンの時はコンソール付近にいて、よって占有ファクタ T は 1 である。A 地点での管理されていない 1 週間当たり線量は W によって減少され、アイソセンタからの距離の 2 乗によって減少され、使用と占有ファクタによっても減少され、U と T 各々、

$$D = \frac{WUTd_{iso}^2}{d_{pri}^2} \quad (4)$$

$$D = 600 \times 0.25 \times 1 \times 1^2 / (1.6 + 1.0 + 1.15 + 0.15)^2$$

$$W = 600 \text{ Gy/week } 1\text{m にて}$$

$$U = 0.25$$

$$T = 1$$

$$d_{iso} = 1 \text{ m}$$

$$d_{pri} = 1.6 \text{ m} + 1.0 \text{ m} + 1.15 \text{ m} = 3.9 \text{ m}$$

(すなわち、1.6m はアイソセンタと遮蔽壁との距離

1.0m は線源とアイソセンタとの距離

1.15m は遮蔽壁の厚さ

0.15m は制御室の幅、壁と立っている人との距離)

$$D = 600 \times 0.25 \times 1 / (3.9)^2 = 9.9 \text{ Gy/週} \Rightarrow 10 \text{ Gy/週} \quad \text{付近}$$

主要な遮蔽体は減弱させ、 $10/0.0001 = 100000$  と  $\log(100000) = 5.0 \text{ TVL}$  となる。

コンクリートの密度が  $2.35 \text{ g/cm}^3$  であった場合の 1/10 価層は 23 cm になり、遮蔽に要求

される厚さは 115 cm となる。

#### X V.4. 2 次的な遮蔽の例

##### X V.4.1. 漏洩線量

代表的なパラメータに漏洩線量が含まれていて、二次的な遮蔽には

$P = 0.01 \text{ mSv/週}$  公衆被曝の線量限度（公衆被曝線量の 1 Sv は  $^{60}\text{Co}$  での最大線量の際の吸収線量 1 Gy と一致する）

$W = 600 \text{ Gy/週}$

$U = 1$  全てが二次的な遮蔽体であるため 1

$T = 1$  全ての時間同じエリアにいるので 1

$D_L = 200 + 60 \text{ cm}$

そして、漏洩線量は  $^{60}\text{Co}$  装置の照射ヘッドから 0.05% ある。  
漏洩線量から求められる遮蔽体は(1)より得られる。

$$D_L = (600 \times 0.05 / 100) / 2.6^2 = 0.044 \text{ Gy/週}$$

そして

$$D_L / P = 0.03 / 0.00001 = 4400$$

そのため、3.6 TVL が必要となり、コンクリートでは約 83 cm である。漏洩線量のための TVL はメインビームと同様である。

##### X V.4.2 散乱線の二次的な遮蔽体の例

代表的な値に散乱線が含まれていて、2 次的な遮蔽には

$$D_s = \frac{a W U T d_{iso}^2}{d_{sca}^2 d_{sec}^2}$$

ここで

$a = 0.0009$

$W = 600 \text{ Gy/週}$  1m にて

$T = 1$

$d_{iso} = 1 \text{ m}$

$d_{sca} = 1 \text{ m}$

$d_{sec} = 2.6 \text{ m}$

$F = 1$  平均照射野サイズが 20 cm × 20 cm であるため

$$D = \frac{0.0009 \times 600 \times 1 \times 1 \times 1^2}{(1)^2 \times (2.6)^2}$$

2 次遮蔽ファクタは

$$D_s / P = 0.08 / 0.00001 = 8000$$

$$\log(8000) = 3.9 \text{ TVL}$$

##### X V.4.3. 漏洩線量と散乱線の組み合わせ

例では 3.9TVL 必要と示されたが、散乱線のエネルギーはメインビームのエネルギーによって大きく減少され、たいてい 0.5 MeV 程度であり、TVL が 11.7 cm のコンクリートでは 3.9TVL では 45.6 cm ということになることを思い出さなければならない。これは 1TVL より漏洩線量での要求が少なくなり、漏洩線量での要求の厚さ、83 cm をシンプルに使用することができる。

#### XV.4.4 備考

線量制限の P ファクタを使用することと線量制約を使用することの間に概念の違いがあることを記しておかねばならない。線量制限の P ファクタは W ファクタや U ファクタ、T ファクタのような保守的なファクタの組み合わせで実際の線量から導き出した制限よりもかなり低い安全なマージンを用意している。線量制約の使用は最適化に向かったのステップである（無理な最適化）。そのため、安全なマージンは減少し、安全なマージンは制約の中に受け入れられている。概念的には、最適化は、過大評価されたファクタを使用するよりも現実的なファクタを使用する方が良い。制約と一緒に保守的なファクタを使用することは最適化を超えている。すなわち、‘最適化ではない’。

典型的な概念の過ちは線量制約を使用した遮蔽の存在を再評価することであり、保守的なファクタを保持することではない。実際の線量は 1/10 価層で計算されたかこれよりも低い線量であると事実を無視している。すなわち、存在する安全なマージンを無視しているということである。結果として必要でもなく最適化もされていない遮蔽体の厚さは増加し、良い遮蔽に実施について考慮されることがない。

#### XV.5. 遮蔽体の厚さによるエネルギーの影響

直線加速器を設置する時はビームの最大エネルギーによって遮蔽体の厚さの増加が必要にある。Table 39 の示すように、TVL の変化と典型的な主要な遮蔽体の厚さをエネルギーの範囲で示している。エネルギーが 10MV を超えると、中性子の遮蔽を考慮する必要がある。主要な遮蔽体は問題にはならないが、中性子は光子を減弱させるような設計で十分に減弱させることができる。しかし、迷路を含む設計では散乱している光子のような減弱の設計では中性子を減弱させることができない。迷路の設計についての出版物として NCRP Report 79 と IPEM Report 75 で考慮されている。迷路の裏地に木材を入れることによって有用なことがある。

10MV 以上の直線加速器で追加して検討することとして、放射化物の発生がある。中性子は壁も部屋も放射化し、更に照射ヘッドの物質まで放射化してしまう。照射を開始する前に照射ヘッドの物質が放射化しているか施設が稼働する際に確認しておくことが重要である。高エネルギーのビームを主に治療に使用する時は、短半減期の放射性同位元素を安全なレベルまで減衰することを要することが必要である。

TABLE 39. エネルギーごとの典型的な遮蔽体厚

ビーム	TVL(cm)	典型的な壁の厚さ(m)
Co-60	29	1.98
4MV	27	1.64
6MV	34	2.09
10MV	38	2.92
20MV	47	2.74

## XV.6. 人間工学的な考慮

### XV.6.1. 治療室設計の考慮

治療室の遮蔽体は IPEM Report 75 と NCRP Report 151 の推薦に一致するような設計ですべきであり、同様に、指針は製造業者から提供されるべきである（特にコンジットに関しては）、BSS の要求に当然従うべきであり、どのような追加的な要求も管理者の権限によって責任を負わせるべきである。ドアに放射線の危険についての掲示をするべきであり、管理者の権限によって要求を許可することがある。部屋は治療装置が適応する十分な広さが必要であり、装置の組み立てや解体もできる広さが必要である。許可のない通行を防ぐためのドアのインターロックや他の適切な方法は準備されるべきであり、電源が落ちた時の安全に対する放射線エリアモニタは室内の認識できる入り口に設置するべきである。室内を暗くするためのライトの手段は部屋の設計で考慮されるべきである。十分な空間は治療の道具を収納するための部屋のために計画されるべきで、固定具やブロックや日々の品質保証に使用する装置などを保管しておく。アイソセンタへの適切な壁に設置されたレーザーでの患者の安全な位置づけの方法は計画の中に含まれるべきである。

治療区域の外側に隣接した治療室内を監視する操作室のスペースは計画されるべきである。操作室は装置の操作だけでなく、放射線治療技師のためにスペースや治療室内との通信や監視カメラなどシステム（監視窓がない場合には）のスペースが必要である。操作室は治療装置とコンピュータ設備を適応させなければならない。これには R&V システム、電氣的な画像、治療計画システムや体内線量計システムなどが含まれる。

### XV.6.2. 治療室の大きさ

有益な広さの治療室は：

- (a) 患者の位置合わせが容易に行えること
- (b) 今後の大きな放射線治療装置への適応させる可能性
- (c) 加速器と同様に患者特有の固定具やブロックのための適切なスペース
- (d) ストレッチャー患者のためのスペース

しかし、加速管は室内の壁に隣接した方が望ましく、広すぎる部屋は不都合になってしまう。

もし全身照射を計画するならば、線源から壁まで 3.5m の距離があると都合が良い。

### XV.6.3. 壁の材料

通常のコングリート（密度が  $2.35\text{g/cm}^3$ ）は安価で要求された壁の厚さでは放射線が透過されてしまい、そのために高密度のコングリート（密度が  $3.8\text{g/cm}^3$ ）よりも多くの厚さとなる。

光子のエネルギーが 15MV を超えるような加速管のためには濃縮したホウ素のしっくい（ポリエチレンに形をしたものか 5 cm 厚のレンガ）が要求されるだろう。長い迷路部分が選択され、より多くのスペースが必要で、高い費用がかかるだろう。

壁を突き抜けるコンジットは線量計のアイテム、情報交換、空気の状態や厚さなどのために必要である。線量計のアイテムのための壁を突き抜けるコンジットは最低でも半径は 150 mm であり、投げを斜めに突き抜ける。不変の線量計の配線が望ましい。



#### XV.6.4. 屋根

雨や日光からのシンプルな遮蔽のための屋根は、他の高い建物から離れた丸天井でも単に可能である；アクセスを防ぐことは難しいため、これは有害なものとなる。政府の多くは最低限の屋根の遮蔽について法律を持っている。真上か近隣に開発が予想される時は、屋根のスラブのためにより厳しい仕様を求められる。

#### XV.6.5. ドアと迷路

治療室への入り口はストレッチャーの患者の通行は可能にしなければならない。容易な設置や治療装置の撤去のため十分な大きさがあることは賢明である。ドアは入り口の散乱線等の吸収管理が優位な点である。迷路は短い方が良い。ドアは内側から開かれることができる（閉まらなくても）。優位ではない点は仕組みが壊れると、比較的ゆっくり手動優先での開閉が求められ、患者/スタッフの出入りがゆっくりになってしまう点である。うまく作動しないドアの場合問題となり、遮蔽体はインターロックで固定され音が鳴るか光が発せられるかの形を取ることができる。前者は素早く開き、閉所恐怖症の人以外は見ることが出来る点が有利な点である。後者は美しさで喜ばせることはできるが、通行の防止には満足する効果はない。どのような場合でも、ドアのインターロックの起動は低いレベルで聞こえる警告音が鳴るべきである。

#### XV.6.6. 対向板

対向板は装置の幾つかに利用される。これらは治療装置の架台照射ヘッドの反対側に装着され、主要な遮蔽体のより薄くするためにするためでもある。目的を達成されている間、対向板は扱いにくく、患者の移動を制限するだろう。

#### XV.6.7. 待機と移動の区域

何か国かでは、移動する更衣室は大きさと位置が法律で制定されている。移動する更衣室は患者の移動をより速くするだろう。

## 付録XVI

### 放射線治療に対して要求される訓練

#### XVI.1. 序論

大きな中心地から離れた放射線施設は装置と建物のためとはいえ、施設の中で最も価値のある資産は良く訓練されたスタッフである。そのために、十分彼らの初期の訓練や訓練中である事柄に投資されるべきである。毎年の基本的な規則的なサービスの訓練は全ての職員に提供されるべきである。持続する医療や医学物理の教育は少なくとも組織内の1人の放射線腫瘍医、1人の医学物理士に毎年行うように期待する。新規での放射線治療施設を開始する一部として、実行中の訓練プログラムを形式化することは年上の人間の責任である。戦略は放射線治療の基幹施設の建設方法と維持を要請する。

どのような装置の購入やどのような新しい手順を実行する時は、追加的な訓練を全てのスタッフが受けるだろう。この訓練はどちらか一方の方法で行われる。

- (a) 放射線腫瘍医と放射線治療の医学物理士は多くの新しい技術か装置の経験のあるホスト施設で一定期間研修すること。
- (b) IAEAの専門家の施設を訪問すること。

前者の有利な点は設置方法の手順を観察できることである；後者の有利な点は、全てのグループが実施時間から利益を得ることである。理想的には、両方の組み合わせが望ましい。

#### XVI.2. 代表的な遠隔治療法のための必要な訓練

##### XVI.2.1. 放射線治療技師／照射技師

専門的職業メンバーは異なった国々で仕事も異なっている（3.2.2.3節）訓練への要求、実施される場所、登録の変更も幅広い。ヨーロッパ諸国では、基本的なカリキュラムは確立されていて、米国でも訓練は Joint Review Committee on Education in Radiologic Technology (JRCERT) によって監督されている。他国でも基準や概要は存在する。代表的な訓練はほぼ2～3年間とされている。

スタッフが基本的な放射線撮影の実施のための適切な基準を Table 40 に仮定する。しかし、特に新しい装置では、更なる訓練が求められる。

TABLE 40. 新装置導入時に求められる追加訓練

装置の変更	要求される追加的な訓練
ウェッジやブロックの装備のある近代的なCo-60装置	2週間
Co-60装置のSSD80cmからSSD100cmへの変更（SAD技術を用いて）	2日間
Co-60装置の制御用コンピュータのバージョンアップ（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	2週間
シンプルなCo-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	4週間
Co-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更	3週間
単一エネルギーのリニアックから複数エネルギーの電子線併用のリニアックへの変更	1週間

### XVI.2.2. 臨床的な権限を与えられた放射線治療の医学物理士

スタッフは次の ESTRO-EFOMP のような満足する標準的な放射線治療に関する物理の訓練を受けることとする。しかし、特に新しい装置では、Table 41 に示す更なる訓練が求められる。

TABLE 41. 新装置導入時に求められる追加訓練（放射線治療の物理士）

装置の変更	要求される追加的な訓練
ウェッジやブロックの装備のある近代的なCo-60装置	2週間
Co-60装置の制御用コンピュータのバージョンアップ（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	2週間
シンプルなCo-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	2か月
単一エネルギーのリニアックから複数エネルギーの電子線併用のリニアックへの変更	2か月

### XVI.2.3. 臨床医

臨床医のスタッフは ESTRO のカリキュラムのような訓練を受け、放射線腫瘍医としての訓練を既に受けていると想定する。しかし、特に新しい装置では、Table 42 に示される更なる訓練が求められる。

TABLE 42. 新装置導入時に求められる追加訓練（臨床医）

装置の変更	要求される追加的な訓練
ウェッジやブロックの装備のある近代的なCo-60装置	1か月
Co-60装置のSSD80cmからSSD100cmへの変更（SAD技術を用いて）	2日間
Co-60装置の制御用コンピュータのバージョンアップ（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	なし
シンプルなCo-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	1か月
Co-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更	2日
単一エネルギーのリニアックから複数エネルギーの電子線併用のリニアックへの変更	1週間

#### XVI.2.4. 保守管理要員

スタッフは基本的な電子工学の基礎知識を持ち、治療装置の経験があると想定する。しかし、特に新しい装置の場合には更なる訓練が要求され、製造業者によって提供される必要がある。バージョンアップのために必要な訓練を Table 43 に示す。本質は、装置製造業者と保守管理契約を結ぶことによって保守管理要員のための最小限の要求にすることが可能であるだろう。しかし、装置の故障はしばしば直すことは困難ではなく、現場のスタッフを訓練することが賢明である。

TABLE 43. 新装置導入時に求められる追加訓練（保守管理要員）

装置の変更	要求される追加的な訓練
ウェッジやブロックの装備のある近代的なCo-60装置	1週間
Co-60装置のSSD80cmからSSD100cmへの変更（SAD技術を用いて）	なし
Co-60装置の制御用コンピュータのバージョンアップ（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	2日
シンプルなCo-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更（コンピュータの知識が基本的な訓練を受けていると仮定する）	4週間
Co-60装置からコンピュータ制御の単一エネルギーのリニアックへの変更	3週間
単一エネルギーのリニアックから複数エネルギーの電子線併用のリニアックへの変更	2週間

#### XVI.3. 密封小線源治療のための研修要求

密封小線源治療の研修を行う臨床医は最初は放射線腫瘍医でなければならない。密封小線源治療には確立された特有の研修制度があり、適応する患者の選択、カテーテルの位置や線量分布は経験のある指導者の監督の下で学ぶことができる。研修期間はたいてい1ヶ月であろう。このような研修は存在する研修の中から紹介されたしっかりとした新しい形態の密封小線源治療の施設ではいつでも、またHDR密封小線源治療を追加するような時に

行われる。

医師は密封小線源プログラムの全ての治療方針を設定し、密封小線源治療施設の計画に参加すべきであり、器具を準備する。個々の患者のために、医師はアプリケーションやカテーテルの選択や挿入、線量分布、線量計算を検討し承認し、照射中の患者を監視し、アプリケーションやカテーテルの抜去、患者のフォローアップの評価などに責任を持つ。

医師のように、密封小線源治療を行う放射線治療の医学物理士も放射線腫瘍物理を第一に訓練されるべきである。密封小線源治療には確立された施設での1から2ヶ月特別な訓練を行い、密封小線源治療の計画や実施についての精度や安全性を確実にする。これらの訓練は、放射線腫瘍医が訓練を行った施設とできることならば同じである方が良い。矛盾のない、総合的な訓練が展開される。

新しい密封小線源治療の責任は単純に遠隔治療に対して責任がある医学物理士の義務にすることはできないということを理解されなければならない。外部照射に加えて、密封小線源治療にはたくさんのプログラム（年に300-500の処置）があり、少なくとも医学物理士は密封小線源治療に半分の時間を費やし、加えて2つか3つの放射線治療システムがある。もしカスタマイズされた治療計画もしくは RALS が行われるならば、少なくとも、密封小線源治療に医学物理士は丸1日時間をつぎ込む。

HDR の RALS プログラムは LDR 線源よりも多くの技術的なサポートが要求される。放射線腫瘍医と放射線症学の物理士は各々の治療の間は居るべきである、なぜならば、しばしば HDR の計画は LDR の密封小線源治療よりもより複雑であるからである。高い放射能の線源から結び付く潜在的なより高い危険性は医師と医学物理士の実在を求めている。

全ての現場の人間（放射線腫瘍医、放射線治療の医学物理士）は特有のモデルの提供された装置の研修を受けなければならない、治療計画装置（含まれるならば）や特殊なモデルの装置に場合の安全性/緊急時の手順が含まれる場合もである。研修は少なくとも1週間はかかると予想され、現場での特別な施設でのトレーナーか施設によって提供されるだろう。

## 略語

以下の略語は教科書にて用いられており、また容易に参照できるようにここに集めて記載する：

- BSS.** 基本安全標準[1]、IAEA から出版されている放射線安全に関する要求。
- CT.** コンピュータ断層撮影
- HDR.** 高線量率；長時間にわたる小線源治療（後で LDR 小線源治療として記載）と高線量率による短時間による小線源治療を区別するために使用される用語。
- IMRT.** 強度変調放射線治療；不均一ビームを使用して要求される線量分布を満たし、様々な標的に対して線量を集中させることのできる患者治療法。
- LDR.** 低線量率；短時間による小線源治療（後で HDR 小線源治療として記載）と低線量率による長時間にわたる小線源治療を区別するために使用される用語。
- MRI.** 磁気共鳴画像；
- NMR.** 核磁気共鳴；
- PET.** 陽電子断層撮影；
- PDR.** パルス線量率；
- RAKR.** 基準空気カーマ率；
- RPO.** 放射線防護専門員；放射線安全に関する責任を有する病院スタッフ人員
- RTT.** 放射線治療技術者；3.2.2.3 節の説明を参照のこと。
- RWL.** 推奨される可使時間；使用を通じて損傷を受ける可能性があり、特に小線源治療用線源に用いられる。
- R&V.** 記録および照合システム
- SAD.** 表面－軸間距離；放射線源からアイソセントリック治療装置の回転軸までの距離。
- SSD.** 表面－皮膚間距離；放射線源から患者皮膚面までの距離。
- TBI.** 全身照射；通常は白血病に対する治療で、患者全身に照射される。

## 参考文献

- [1] FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANISATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).
- [2] BORRAS, C., STOVALL, J. (Eds), Design Requirements for Megavoltage X Ray Machines for Cancer Treatment in Developing Countries, Report of an Advisory Group Consultation, Rep. LA-UR-95-4528, Los Alamos Natl Lab., Los Alamos, NM (1993).
- [3] INTER-SOCIETY COUNCIL FOR RADIATION ONCOLOGY, Radiation Oncology in Integrated Cancer Management, ISRO, Philadelphia, PA (1991).
- [4] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, Quality assurance in radiotherapy: The importance of medical physics staffing levels, Recommendations from an ESTRO/EFOMP joint task group, Radiother. Oncol. 41 (1996) 89–94.
- [5] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Guidelines for the Provision of a Physics Service to Radiotherapy, IPEM, York (2002), <http://www.ipem.ac.uk>
- [6] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities, Rep. No. 151, NCRP, Bethesda, MD (2005).
- [7] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Mouldroom Techniques for Teletherapy, Practical Radiation Technical Manual No. 4, IAEA, Vienna (1999).
- [8] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Implementation of Microsource High Dose Rate (mHDR) Brachytherapy in Developing Countries, IAEA-TECDOC-1257, IAEA, Vienna (2001).
- [9] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Treatment simulators, Br. J. Radiol. 62 Suppl. 23 (1989).
- [10] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Technical Reports Series No. 398, IAEA, Vienna (2000).
- [11] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice, 2<sup>nd</sup> edn, Technical Reports Series No. 277, IAEA, Vienna (1997).
- [12] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane-Parallel Ionization Chambers in High Energy Electron and Photon Beams: An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. 381, IAEA, Vienna (1997).
- [13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy: Guidelines on Standardized Procedures at Secondary Standards Dosimetry Laboratories (SSDLs) and Hospitals, IAEA-TECDOC-1274, IAEA, Vienna (2002).
- [14] WORLD HEALTH ORGANIZATION, Quality Assurance in Radiotherapy, WHO, Geneva (1988).
- [15] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, Practical Guidelines for the Implementation of a Quality System in Radiotherapy, ESTRO, Brussels (1999).
- [16] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY,

- Quality assurance in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* 35 (1995) 61–73.
- [17] KUTCHER, G.J., Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40, *Med. Phys.* 21 (1994) 581–618.
  - [18] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy, Rep. 81, IPEM, York (1999).
  - [19] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy, Rep. 50, ICRU, Bethesda, MD (1993).
  - [20] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL UNITS AND MEASUREMENTS, Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Rep. 50), Rep. 62, ICRU, Bethesda, MD (1999).
  - [21] IŻEWSKA, J., SVENSSON, H., IBBOTT, G., “Worldwide quality assurance networks for radiotherapy dosimetry”, *Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry (Proc. Int. Symp. Vienna, 2002)*, IAEA, Vienna (2003) 139–156.
  - [22] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Radiation Protection for Medical and Allied Health Personnel, Rep. 105, NCRP, Bethesda, MD (1989).
  - [23] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Organization and Implementation of a National Regulatory Infrastructure Governing Protection against Ionizing Radiation and the Safety of Radiation Sources, IAEA-TECDOC-1067, IAEA, Vienna (1999).
  - [24] COMISIÓN NACIONAL DE SEGURIDAD NUCLEAR Y SALVAGUARDIAS, Accidente por Contaminación con Cobalto-60: México 1984, Rep. CNSNS-IT-001, CNSNS, Mexico City (1985).
  - [25] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetric and Medical Aspects of the Radiological Accident in Goiânia, IAEA-TECDOC-1009, IAEA, Vienna (1998).
  - [26] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Radiological Accident in Istanbul, IAEA, Vienna (2000).
  - [27] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Radiological Accident in Samut Prakarn, IAEA, Vienna (2002).
  - [28] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Lessons Learned from Accidental Exposures in Radiotherapy, Safety Reports Series No. 17, IAEA, Vienna (2000).
  - [29] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Accidental Overexposure of Radiotherapy Patients in San José, Costa Rica, IAEA, Vienna (1998).
  - [30] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 1: General Requirements for Safety, Rep. IEC 601-1, IEC, Geneva (1988).
  - [31] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 2-29, Particular Requirements for the Safety of Radiotherapy Simulators, Rep. IEC 601-2-29, IEC, Geneva (1999).
  - [32] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Radiotherapy Simulators: Guidelines for Functional Performance Characteristics, Rep. IEC 61170, IEC, Geneva (1993).
  - [33] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Sealed Radioactive Sources — General, Standard ISO-1677:1977, ISO, Geneva (1977).
  - [34] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Sealed Radioactive Sources — Leakage Test Methods, Standard ISO/TR 4826, ISO, Geneva (1979).
  - [35] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Sealed Radioactive Sources — Classification, Standard ISO-2919:1980, ISO, Geneva (1980).



- [36] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 2-8: Particular Requirements for the Safety of Therapeutic X-ray Equipment Operating in the Range 10 kV to 1 MV, Rep. IEC 601-2-8, IEC, Geneva (1999).
- [37] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 2-11: Particular Requirements for the Safety of Gamma Beam Therapy Equipment, Rep. IEC 601-2-11, IEC, Geneva (1997).
- [38] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 2-1: Particular Requirements for the Safety of Electron Accelerators in the Range 1 MeV to 50 MeV, Rep. IEC 601-2-1, IEC, Geneva (1998).
- [39] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Occupational Radiation Protection, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).
- [40] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Assessment of Occupational Exposure due to External Sources of Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.3, IAEA, Vienna (1999).
- [41] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Code of Practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56, *Med. Phys.* 24 (1997) 1557–1598.
- [42] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.5, IAEA, Vienna (2000).
- [43] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Regulations for the Safe Transport of Radioactive Material, 2005 Edition, IAEA Safety Standards Series No. TS-R-1, IAEA, Vienna (2005).
- [44] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment: Requirements for the Safety of Radiotherapy Treatment Planning Systems, Rep. IEC 62083, IEC, Geneva (2000).
- [45] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, Technical Reports Series No. 430, IAEA, Vienna (2004).
- [46] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Decommissioning of Medical, Industrial and Research Facilities, IAEA Safety Standards Series No. WS-G-2.2, IAEA, Vienna (1999).
- [47] VAN DER GIESSEN, P., et al., Multinational assessment of some operational costs of teletherapy, *Radiother. Oncol.* 71 (2004) 347–355.
- [48] BRITISH INSTITUTE OF RADIOLOGY, Central axis depth dose data for use in radiotherapy, *Br. J. Radiol. Suppl.* 25 (1996).
- [49] JACKSON, H.L., MARSCHKE, C.H., Abnormal decay characteristics of a replacement  $^{60}\text{Co}$  teletherapy source, *Health Phys.* 20 (1971).
- [50] LAUGHLIN, J.S., MOHAN, R., KUTCHER, G.J., Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 12 9 (1986) 1551–1557.
- [51] DAS, I.J., KASE, K.R., Higher energy: Is it necessary, is it worth the cost for radiation oncology?, *Med. Phys.* 19 4 (1992) 917–925.
- [52] WANG, L., YORKE, E., DESOBRY, G., CHUI, C.S., Dosimetric advantage of using 6 MV over 15 MV photons in conformal therapy of lung cancer: Monte Carlo studies in patient geometries, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 3 1 (2002) 51–59.
- [53] STANTON, R., Dosimetric considerations in the choice of photon energy for external beam radiation therapy: Clinical examples, *Med. Dosim.* 16 4 (1991) 213–219.
- [54] EUROPEAN SOCIETY FOR THERAPEUTIC RADIOLOGY AND ONCOLOGY, in Prospective Randomized Trial of Postoperative Adjuvant Radiotherapy in Patients

- with Completely Resected Stage II and Stage IIIa Nonsmall Cell Lung Cancer, Rep. RTOG 91-05 (revised edn), Radiation Therapy Oncology Group, Philadelphia, PA (1992).
- [55] WHITE, P.J., ZWICKER, R.D., HUANG, D.T., Comparison of dose homogeneity effects due to electron equilibrium loss in lung for 6 MV and 18 MV photons, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34 5 (1996) 1141–1146.
- [56] EL KHATIB, E., CONNORS, S., LOGUS, W., The influence of lung and bone dosimetry on the choice of radiation energy for total body irradiation, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 23 5 (1992) 1051–1057.
- [57] AMDUR, R.J., et al., Radiation therapy for skin cancer near the eye: Kilovoltage x-rays versus electrons, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 23 4 (1992) 769–779.
- [58] AMOLS, H.I., LAGUEUX, B., CAGNA, D., Radiobiological effectiveness (RBE) of megavoltage X-ray and electron beams in radiotherapy, *Radiat. Res.* 105 1 (1986) 58–67.
- [59] FERNANDEZ, E.M., SHENTALL, G.S., MAYLES, W.P., DEARNALEY, D.P., The acceptability of a multileaf collimator as a replacement for conventional blocks, *Radiother. Oncol.* 36 1 (1995) 65–74.
- [60] HELYER, S.J., HEISIG, S., Multileaf collimation versus conventional shielding blocks: A time and motion study of beam shaping in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* 37 1 (1995) 61–64.
- [61] LUTZ, W., WINSTON, K.R., MALEKI, N., A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14 2 (1988) 373–381.
- [62] SANCHEZ-DOBLADO, F., QUAST, U., ARRANS, R., Total Body Irradiation Prior to Bone Marrow Transplantation, European Group for Blood and Marrow Transplantation, Maastricht (1995).
- [63] QUAST, U., Total body irradiation — Review of treatment techniques in Europe, *Radiother. Oncol.* 9 2 (1987) 91–106.
- [64] QUAST, U., Physical aspects and problems of total body irradiation, *Strahlenther. Onkol.* 162 4 (1986) 212–213.
- [65] PLANSKOY, B., BEDFORD, A.M., DAVIS, F.M., TAPPER, P.D., LOVEROCK, L.T., Physical aspects of total-body irradiation at the Middlesex Hospital (UCL group of hospitals), London 1988–1993: I. Phantom measurements and planning methods, *Phys. Med. Biol.* 41 11 (1996) 2307–2326.
- [66] PLANSKOY, B., TAPPER, P.D., BEDFORD, A.M., DAVIS, F.M., Physical aspects of total-body irradiation at the Middlesex Hospital (UCL group of hospitals) London 1988–1993: II. In vivo planning and dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 41 11 (1996) 2327–2343.
- [67] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment, Part 2-17: Particular Requirements for the Safety of Remotecontrolled Automatically-driven Gamma-ray Afterloading Equipment, IEC 601-2-17, IEC, Geneva (1989).
- [68] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Remote Afterloading Technology, Rep. No. 41, American Institute of Physics, New York (1993).
- [69] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, *Med. Phys.* 22 (1995) 209–234.
- [70] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59: High Dose Rate Brachytherapy Treatment Delivery, Rep. 61, AAPM, New York (1998).
- [71] AMERICAN COLLEGE OF MEDICAL PHYSICS, in Quality Assurance in Radiotherapy Physics (Proc. Symp. Madison, 1991), Medical Physics Publishing,

- Madison, WI (1991).
- [72] THWAITES, D., SCALLIET, P., LEER, J.W., OVERGAARD, J., Quality assurance in radiotherapy, *Radiother. Oncol.* 35 1 (1995) 61–73.
  - [73] HORTON, J.L., *Handbook of Radiation Therapy Physics*, Prentice-Hall, Engelwood Cliffs, NJ (1987).
  - [74] WILLIAMS, J.R., THWAITES, D.I., *Radiotherapy Physics in Practice*, Oxford University Press, Oxford (1993).
  - [75] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, IAEA, Vienna (2005).
  - [76] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, *Physical Aspects of Quality Assurance in Radiation Therapy*, Rep. No. 13, American Institute of Physics, New York (1984).
  - [77] AMERICAN COLLEGE OF MEDICAL PHYSICS, *Radiation Control and Quality Assurance in Radiation Oncology: A Suggested Protocol*, Rep. No. 2, ACMP, Reston, VA (1986).
  - [78] IZEWSKA, J., ANDREO, P., The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals, *Radiother. Oncol.* 54 (2000) 65–72.
  - [79] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, *Commissioning and Quality Assurance of Linear Accelerators*, Rep. 54, IPEM, York (1990).
  - [80] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, *Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning*, *AAPM Rep.* 62, *Med. Phys.* 25 10 (1998) 1773–1829.
  - [81] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, *A Guide to Commissioning and Quality Control of Treatment Planning Systems*, Rep. 68, IPEM, York (1996).
  - [82] VAN DYK, J., BARNETT, R.B., CYGLER, J.E., SHRAGGE, P.C., *Commissioning and quality assurance of treatment planning computers*, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26 2 (1993) 261–273.
  - [83] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, *Neutron Contamination from Medical Electron Accelerators*, Rep. 79, NCRP, Bethesda, MD (1984).
  - [84] INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, *The Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities*, Rep. 75, IPEM, York (1997).
  - [85] COFFEY, M., et al., *The European core curriculum for radiotherapy technologists*, *Radiother. Oncol.* 43 1 (1997) 97–101.
  - [86] COFFEY, M., et al., *Revised European core curriculum for RTs*, *Radiother. Oncol.* 70 2 (2004) 137–158.
  - [87] EUDALDO, T., et al., *Guidelines for education and training of medical physicists in radiotherapy: Recommendations from an ESTRO/EFOMP Working Group*, *Radiother. Oncol.* 70 2 (2004) 125–135.
  - [88] BAUMANN, M., et al., *Updated European core curriculum for radiotherapists (radiation oncologists): Recommended curriculum for the specialist training of medical practitioners in radiotherapy (radiation oncology) within Europe*, *Radiother. Oncol.* 70 2 (2004) 107–113.

# 参考資料

## 3 団体合同プロジェクト班策定

### 放射線業務の安全の質管理指針

社) 日本放射線技術学会学術委員会医療安全対策小委員会\*

社) 日本放射線技師会医療安全対策委員会\*\*

社) 日本画像医療システム工業会法規・経済部会安全性委員会\*\*\*

#### 放射線業務の安全管理指針策定合同プロジェクト班

班 長 天内 廣\*

副班長 太田原美郎\*\* (2005年度), 山森和美\*\* (2006年度), 泉 孝吉\*\*\*

班 員 佐藤幸光\*, 西村健司\*, 東村享治\*, 宮澤康志\*, 小口 宏\*\*, 後藤太作\*\*

藤本幸宏\*\*