

¹²⁵I 永久挿入治療の物理的品質保証に関するガイドライン

平成 22 年10月28日 日本放射線腫瘍学会理事会承認

作 成

¹²⁵I 永久挿入治療物理 QA ガイドライン検討専門小委員会
(日本放射線腫瘍学会 QA 委員会)

目 次

1 はじめに	1	6.2 試験項目と方法	13
2 施設基準	1	6.3 治療毎	14
3 線量計算法の概要	2	6.4 1 カ月毎	16
4 テンプレート、超音波画像診断装置ス テッパースystemおよび治療計画装 置の受入試験	3	6.5 6 カ月毎	17
4.1 目的	3	6.6 1 年毎	17
4.2 試験項目と方法	4	6.7 2 年毎	17
5 治療計画装置のコミッションing	8	7 放射線防護	18
5.1 目的	8	7.1 基本事項	18
5.2 試験項目と方法	8	7.2 実際の線源取り扱い時の諸注意	18
6 定期的な QA	13	7.3 1 cm 線量当量率の測定	20
6.1 目的	13	7.4 測定器	20
		用語集	21
		文献	22

1 はじめに

2003年からわが国でも始まった¹²⁵Iシード線源による前立腺癌永久挿入治療は急速に普及し、早期前立腺癌の標準的治療となる日も近くなっている。

しかし、諸外国では本治療に関する事故もいくつか報告されており、臨床技術のみならず、物理的な品質保証(QA)がしっかりと行なわれなければならない。本治療では経直腸的超音波画像診断装置(TRUS)、ステッパー、アプリケーション、治療計画装置、線源など、多くの機器が使用され、それら全てがQAの対象となる。

厚生労働省がん研究助成金 土器屋班(17-10:主任研究者 土器屋卓志)では、安全かつ高精度な治療の実施と臨床データのエビデンスを担保することを目的に、幅広く¹²⁵I永久挿入治療の物理QA項目に関する検討が行なわれ、詳細な報告書が提出されている¹⁾。

日本放射線腫瘍学会QA委員会では、土器屋班の報告をもとに臨床上特に重要となる項目を精査し、再編成することによって、この「¹²⁵I永久挿入治療の物理的品質保証に関するガイドライン(以下、QAガイドライン)」を策定した。

ここで挙げられている試験項目は、実際使用する装置およびクリニカルワークフローに依存するので、各施設の物理QA担当者(注1)で安全性を考慮し、適宜試験項目をデザインすることを許容する。

2 施設基準

本治療を安全に行うために、日本放射線腫瘍学会、日本泌尿器科学会、日本医学放射線学会によって、以下の施設基準が定められている²⁾。

- (1) 本療法について関係法令の手続きを終えていること。
- (2) 本治療に携わるスタッフは放射線安全取り扱いに関する国内における教育・講習を受講していること。
- (3) 日本泌尿器科学会が認定する専門医と、日本放射線腫瘍学会が定める認定医または日本医学放射線学会が認定する専門医(治療:二次試験合格者)が常勤していること。(注2)

施設基準には含まれないが、本QAガイドラインでは物理QA担当者が常勤していることを推奨する。

(注1) 物理QA担当者とは、放射線治療に関する機器の精度管理等を専ら担当する1名以上の診療放射線技師、放射線治療品質管理士または医学物理士等を指す。

(注2) 平成21年5月1日の制度改正により、「日本放射線腫瘍学会が定める認定医または日本医学放射線学会が認定する専門医(治療:二次試験合格者)」については、今後、日本放射線腫瘍学会および日本医学放射線学会が共同認定する放射線治療専門医に順次読み替えていく。

3 線量計算法の概要

¹²⁵I 線源からは 35.5 keV の γ 線および娘核種であるテルル(Te)から 27.5 keV、31.0 keV 等の特性 X 線が放出される³⁾。その他、シード線源では表面を覆っている銀 (Ag) やチタン (Ti) カプセルから特性 X 線が放出される。このように非常に低いエネルギーの光子を放出する線源であるので、他の線源に比べ、より急峻な線量分布を得ることが可能であり臨床的には有利である。一方、線量計算では取り扱いが難しい特性となる。

従来、線源からの距離 r の点での吸収線量率 $\dot{D}(r)$ は次式を用いて計算していた。

$$\dot{D}(r) = A_{\text{app}} \cdot f_{\text{med}} \cdot (\Gamma_{\delta})_x \cdot (1/r^2) \cdot T(r) \cdot \bar{\phi}_{\text{an}} \quad (1)$$

ここで、 A_{app} は明示放射能、 f_{med} は吸収線量変換係数、 $(\Gamma_{\delta})_x$ はエネルギー δ 以上の光子による照射線量率定数、 $T(r)$ は r における自由空間中のカーマまたは照射線量に対する水中でのカーマまたは照射線量の比、 $\bar{\phi}_{\text{an}}$ は非等方性定数である。

一方、AAPM TG43 update (TG43-update)⁴⁾では、線源中心からの距離 r [cm]、線源長軸となす角度 θ での吸収線量率 $\dot{D}(r, \theta)$ の計算式として次式が与えられている。

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot A \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (\text{線状線源モデル}) \quad (2)$$

ここで、 S_k は空気カーマ強度であり単位は [cGy cm² h⁻¹]、または 1 U = 1 cGy cm² h⁻¹ として与えられる。 A は線量率定数 [cGy h⁻¹ U⁻¹]、 $G_L(r, \theta)$ および $g_L(r)$ はそれぞれ線状線源の放射状線量関数および幾何学関数であり、 $F(r, \theta)$ は非等方性関数である。また、式(2)を点状線源に近似したモデルとして、次の 2 式が与えられている。

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot A \cdot \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \cdot g_p(r) \cdot \phi_{\text{an}}(r) \quad (\text{点状線源近似モデル}) \quad (3)$$

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot A \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot \phi_{\text{an}}(r) \quad (\text{点状線源近似モデル}) \quad (4)$$

ここで、 $g_p(r)$ および $\phi_{\text{an}}(r)$ はそれぞれ点状線源として近似した放射状線量関数および非等方性関数である。これらの線量率計算アルゴリズムで使用される物理量の定義、数値等の詳細については TG43-update⁴⁾あるいは AAPM TG43³⁾を参照されたい。

式(1)の古典的線量率計算式と式(2)から(4)で示された計算式の間には大きな違いがある。1 つは、線源強度の定義が、明示放射能から空気カーマ強度へ変更されたことである。これは、¹²⁵I 線源の場合、線源カプセルの影響を無視できないためである。この変更後も、納入業者は明示放射能 A_{app} を表示して線源をユーザに供給しているため、数値および単位の換算が必要になる。AAPM ではその変換係数として 1.27 U/mCi を提供している⁶⁾。もう一つの違いは、例えば長軸方向では線量率が低下するなどの線源およびカプセルでの減弱が方向により異なる非等方性を考慮した計算式になったことである。このような変更により、TG43 の導入に伴い、処方線量が 160 Gy から 145 Gy へと 10 % 近く変更になった。

また、わが国で認可されている OncoSeed Model 6711 などいくつかの線源については、1999 年に米国立標準技術研究所 (NIST) の空気カーマ強度標準の改定が行われた。この改定では、Ti カプセルから生じる 4 keV の特性 X 線の影響が除去され、10%増の線量率定数が与えられた。その後、TG43-update⁴⁾が発行され、Model 6701 では、2 %減の線量率定数が与えられた。図 1 はこれまでの線量率定数の変遷を示している。

このように、線量率定数等の計算パラメータについては今後も変更の可能性がある、その変更を臨床に反映させるかについては放射線腫瘍医と物理 QA 担当者間で十分に検討して決定しなければならない。

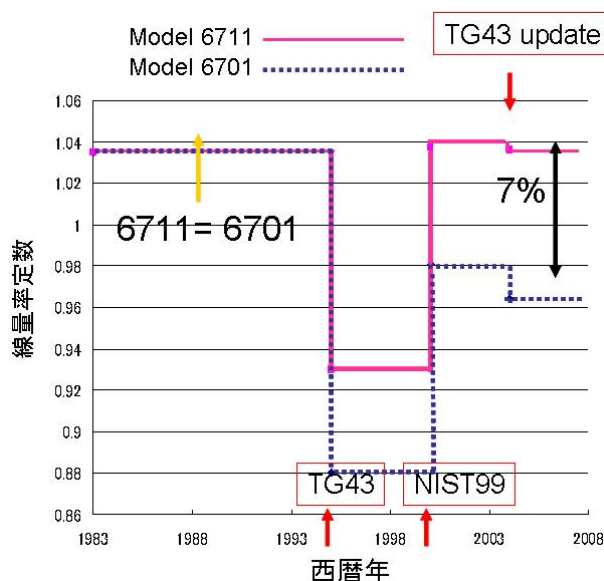


図 1 線量率定数の変遷

4 テンプレート、超音波画像診断装置、ステッパーシステムおよび治療計画装置の受入試験

4.1 目的

受入試験は装置の性能、精度、安全が仕様に合致していることを確認するための試験であり、納入業者が各施設の物理 QA 担当者の立ち会いの下で行う必要がある。さらに次の点が遵守されていなければならない。

- (1) 納入業者は受入試験の手順書を用意し、それに基づいて実施すること。
- (2) 各施設の物理 QA 担当者は必ず受入試験に立ち会うこと。
- (3) 受入試験の結果は文書化され、保存されること。
- (4) 新たに導入あるいはアップグレードされた全ての超音波画像診断装置、ステッパーシステムおよび治療計画装置について実施すること。
- (5) 機種に応じた項目を実施すること。

本 QA ガイドラインでは、必要に応じて試験項目を重要度により次の 2 つのレベルに区分した。

A: 事故防止の観点から必ず実施すべき項目

B: 精度向上のために推奨される項目

ただし、機種に依存し該当項目がない場合は省略できることとする。

4.2 試験項目と方法

表1にテンプレート、超音波画像診断装置、ステッパーおよび治療計画装置単体の試験項目とレベルを示す。これらの項目を参考に、納入業者は受入試験の手順書を作成するべきである。手法の詳細は参考文献1,8,9を参照すること。

次項以降、試験項目について述べる。

表1 テンプレート、超音波画像診断装置、ステッパーおよび治療計画装置の受入試験項目

記号	項目	重要度
A 1	テンプレートの単体試験	
A 1.1	テンプレート種類と超音波画像診断装置種類の整合	A
A 1.2	グリッド間隔	A
A 1.3	グリッドの平行性	A
A 1.4	滅菌法と滅菌後の特性	A
A 2	超音波画像診断装置の単体試験	
A 2.1	製造業者仕様確認	A
A 2.2	画像表示	A
A 2.3	グリッド表示	A
A 3	ステッパーの単体試験	
A 3.1	動作確認	A
A 3.2	位置トランスジューサー付きの場合の追加確認	A
A 3.3	自動駆動装置付きの場合の追加試験	A
A 4	治療計画装置の単体試験（線量）	
A 4.1	線源データの確認	A
A 4.2	線量計算法（式）	A
A 4.3	線量計算グリッドサイズ	A
A 4.4	Dose volume histogram 計算	A
A 4.5	DVH パラメータ表示	A
A 4.6	線源同定法	A
A 4.7	Inverse optimization の種類	A
A 5	治療計画装置の単体試験（データベース）	
A 5.1	患者情報の操作	A
A 5.2	画像入力とその使用	A
A 5.3	TRUS のグリッドとテンプレートの位置合わせ	A
A 5.4	インポート可能なCTスライス数	B
A 5.5	スライス厚の異なるCT画像セットの利用の可否	B
A 6	治療計画装置の単体試験（輪郭描出）	
A 6.1	輪郭描出	B
B 1	超音波画像診断装置とテンプレートの複合整合性試験	
B 1.1	アキシシャル画像での位置整合性試験	A
B 1.2	サジタル画像での検出角度試験	A
B 2	超音波画像診断装置、テンプレートおよび治療計画装置の複合整合性試験	
B 2.1	アキシシャル画像での超音波画像診断装置グリッドと治療計画装置グリッドの重ね合わせ	A
B 2.2	超音波画像診断装置サジタルモードでの針検出角と治療計画装置指示角の一致	A

4.2.1 (A 1) テンプレートの単体試験

次の項目について、確認する。

- A 1.1 テンプレートのグリッド位置名称 (A-G/1-7 等) が超音波画像診断装置のグリッド位置表記と合致していること。
- A 1.2 グリッドが所定の間隔であること。
- A 1.3 通過した刺入針の平行性が保持されていること。
- A 1.4 滅菌後使用するものについては滅菌の方法が明示されていること。
滅菌処理後も所定の性能が維持されていること。

4.2.2 (A 2) 超音波画像診断装置の単体試験

次の項目について、確認する。

- A 2.1 製造業者所定の検査に合格していること。
- A 2.2 プローブを固定した状態でテンプレートから挿入した刺入針について、アキシヤル (横断) 画像で画像中心に見える刺入針が、そのままサジタル (矢状断) 画像に切り替えたとき、最大強度が $0^\circ \pm 2^\circ$ の角度範囲で得られること。
- A 2.3 以下の 3 点についてグリッド表示を確認する。
 - ① グリッド表示位置調整機能が付いている装置においては、グリッドが実寸と大きくかけ離れていないこと。
 - ② グリッド中心がアキシヤル画像の中心軸上に有ること。
 - ③ 一旦設定したグリッド表示位置が画像切り替え、電源を一度切り、再度入れた場合に対しても保持されていること。

4.2.3 (A 3) ステッパーの単体試験

A 3.1 以下の 3 点について各駆動部の動作が正常に行われることを確認する。

- ① 所定の可動範囲を持っていること。
 - ② 所定のステップ距離で移動すること。
 - ③ 両方向から目的位置にステップしたときに位置再現性があること。
- A 3.2 位置トランスジューサー付きの場合に測定または確認する。
- ① ステッパー付属の目盛等とトランスジューサー出力の関係を測定すること。
 - ② 出力値の位置再現性を確認すること。
- A 3.3 自動駆動装置付きの場合に測定または確認する。
- ① 可動範囲および最小制御単位を確認すること。
 - ② 駆動部の位置制御の確かさを測定すること。
 - ③ 位置制御の再現性を測定すること。

4.2.4 (A 4) 治療計画装置の単体試験 (線量)

A 4.1 線源データについて以下の項目について確認する。

- ① 治療計画システムで使用する線源データが適切に選択され、使用できること。

- ② 線量率定数、放射状線量関数、非等方性定数または関数が AAPM TG43³⁾ または AAPM TG43- update⁴⁾ と一致していること
 - ③ 線源データが治療計画装置にテーブルデータとして登録されていること。
- A 4.2 線量計算法について以下の項目について確認する。
- ① 線量計算法が TG43-update または TG43 に準じていること。
 - ② 非等方性について、Anisotropy constant、Anisotropy factor または Anisotropy function 計算のいずれかであること。
 - ③ Anisotropy function が使用可能な場合は、線源を 1 個おいた場合に長軸方向の線量低下があること。
- A 4.3 線量計算グリッドについて以下の項目について確認する。
- ① 線量計算グリッドサイズが可変であること。
 - ② グリッドサイズを小さくすることにより線量分布が平滑化されること。
- A 4.4 DVH について以下の項目について確認する。
- ① DVH が計算できること。
 - ② そのデータが出力できること。
- A 4.5 前立腺、直腸、尿道等の線量-体積パラメータ (D_{90} , V_{100}) などが表示または出力できること。
- A 4.6 線源同定について以下の項目について確認する。
- ① 線源同定法が自動あるいは手動のいずれかであること。
 - ② 自動で同定が可能である場合、設定パラメータの種類。
 - ③ 手動で同定する場合、2D または 3D いずれの画面で同定が可能であるか。
- A 4.7 Preplan 時または術中プラン時に可能な Inverse optimization の種類を確認すること。

4.2.5 (A 5) 治療計画装置の単体試験 (データベース)

- A 5.1 治療計画装置のデータベース上で、次の操作を行うことができること、または警告が発生することを確認する。
- ① 患者基本登録
 - ② 2 人の同姓患者の登録
 - ③ 2 人の同 ID の患者の登録
 - ④ 同じ患者の 2 度目の登録
 - ⑤ 患者の削除
 - ⑥ ディレクトリ移動、コピー
 - ⑦ 患者データのバックアップ
- A 5.2 TRUS のビデオキャプチャ、CT 画像からの DICOM 画像の読み込みと転送可能であることを確認する。
- A 5.3 TRUS 画像キャプチャ後、TRUS のグリッドとテンプレートの位置合わせが正確にできることを確認する。
- A 5.4 CT 画像のインポート可能なスライス数を確認する。(120 枚以上)

- A 5.5 スライス厚の異なる CT 画像セットのインポートの可否を確認する。(例 前立腺部分 2 mm、その他の部位を 5 mm でスキャンした CT 画像セットがインポート可能であるか否かの確認。)

4.2.6 (A 6) 治療計画装置の単体試験 (輪郭描出)

- A 6.1 輪郭描出について、次の項目を確認する。

- ① 前立腺と直腸など、オーバーラップした構造の輪郭描出が可能であること。
- ② 輪郭描出で得られた構造の体積計算結果の妥当性。

4.2.7 (B 1) 超音波画像診断装置とテンプレートの複合整合性試験

テンプレートから挿入した刺入針が、超音波画像診断装置の対応するグリッド位置に表示されることを確認し、相互の位置関係の整合性を確認する。具体的な試験方法は使用する機器の特性により異なる。

- B 1.1 アキシャル画像での位置整合性試験：ステッパーに組み込んだ状態のテンプレートの所定のグリッド位置から挿入した刺入針が、超音波画像診断装置の同一グリッド位置に検出されることを確認する。次の手順で行う。

- ① 刺入針がテンプレートと直角に、かつ刺入針間が平行になるように位置を確保する。
- ② 刺入針が超音波プローブの軸と平行となる様に位置を確保する。
- ③ 試験に利用するテンプレート位置は 9 点を推奨する。(試験環境、超音波画像診断装置の表示深度により適宜選択する。)
- ④ 当該装置の組み合わせ性能として画像を記録し、保存する。

* 超音波画像診断装置にグリッド表示機能がない場合、治療計画装置上に表示される超音波画像診断装置の画像について、同様の表示位置の確認を行い記録する。

- B 1.2 サジタル画像での検出角度試験：前項確認の後、テンプレート中央、最外縁部に挿入した刺入針が、サジタル画像に切り替えたときプローブホルダの $0^\circ \pm 2^\circ$ 程度の角度範囲で最大強度を呈することを確認する。また、最大値を呈した角度を記録する。また、正逆の回転方向試験し、その再現性を確認する。

4.2.8 (B 2) 超音波画像診断装置、テンプレート、治療計画装置の複合整合性試験

治療計画装置で指示される刺入針の位置と、テンプレートを通じて挿入された刺入針の位置が、超音波画像診断装置画像上で相対位置に正しく検出されることを確認し、治療時の挿入刺入針の位置正当性を確保する。いくつかの要素毎に確認をしておくことが望ましい。

- B 2.1 アキシャル画像での超音波画像診断装置グリッドと治療計画装置グリッドの重ね合わせ：次の手順で両装置のグリッド位置を一致させる。

- ① グリッドを表示させた状態の超音波画像診断装置画像を治療計画装置に取り込む。
- ② 治療計画装置に表示されているグリッドと超音波画像のグリッドが、その位置名称も含め完全に合致していることを確認する。
- ③ 調整が必要な場合は、主に治療計画装置側の調整機能により調整を行う。

- ④ 一旦調整された治療計画装置のグリッドについて、使用時毎に整合性を確認する。
- B 2.2 超音波画像診断装置サジタルモードでの刺入針検出角と計画装置指示角の一致：次の手順で治療計画装置の指示する角度に対し、超音波画像診断装置サジタル画像モードで刺入針の角度が検出されることを確認する。
- ① 超音波画像診断装置にて表示されているグリッド上の 9 個の点にテンプレートを通じて刺入針を刺入する。
 - ② 超音波画像診断装置画像を治療計画装置に取り込み、その刺入針の位置を治療計画装置側で認識させる。
 - ③ 治療計画装置上で、これらの刺入針のグリッド位置と角度情報を得る。

5 治療計画装置のコミッショニング

5.1 目的

コミッショニングは受入試験に引き続き行われ、物理 QA 担当者が主体となって行う試験であり、導入時およびバージョンアップ時に次の 3 点を目的として実施する必要がある。

- (1) 正しい線源データが入力されている場合に、正しい線量計算が行われているかの妥当性を確認する。
- (2) ポストプランの線源同定に有利な CT 撮影条件を把握するなど、より効率的にシステムを活用するための指針を決定する。
- (3) QA プログラムの基準を確立する。

本 QA ガイドラインでは、必要に応じて試験項目を重要度により次の 2 つのレベルに区分した。

- A: 事故防止の観点から必ず実施すべき項目
- B: 精度向上のために推奨される項目

ただし、機種に依存し該当項目がない場合は省略できることとする。

5.2 試験項目と方法

表 2 に試験項目とレベルを示す。ここに示す項目は一例であり、施設の治療方針や目的に応じて、個別にプログラムを作成することを推奨する。受入試験で実施した項目については、各施設の臨床での使用状況に合わせて実施することが望まれる。各項目の手法の詳細は参考文献 1, 8, 9 を参照すること。

次項以降、試験項目について述べる。

表 2 治療計画装置のコミッショニング項目

記号	項目	重要度
C 1	線量のコミッショニング	
C 1.1	ポイント線量テスト	A
C 1.2	Isodose line テスト	A
C 1.3	計算グリッドサイズ	A
C 1.4	Dose volume histogram 計算と DVH パラメータと体積計算	B
C 2	線源同定法と精度	
C 2.1	自動線源同定の精度	A
C 2.2	CT 撮影法と線源同定	B
C 3	画像の使用	
C 3.1	再構成画像のジオメトリ (2D 表示検証)	B
C 4	解剖学的構造	
C 4.1	輪郭描出の方向による体積などの変化	B
C 4.2	自動マージン	B
C 4.3	3次元構造への拡張精度	B
C 4.4	輪郭の重なるの定義	B
C 5	体積の構成	
C 5.1	体積計算 (TRUS 対 CT 画像)	B
C 5.2	不規則スペーシングの CT スライスセットからの体積の構成	B
C 5.3	非連続な順の CT スライスのセットからの体積構成とその精度	B
C 6	リアルタイム術中計画	B
C 6.1	治療計画装置とステッパ間の超音波画像診断装置の長軸方向および回転動作に伴う位置精度およびトラッキング	A
C 6.2	任意位置における、ステッパ—治療計画装置間の長軸および回転精度の確認	A
C 6.3	斜入針のトレース性能	B

5.2.1 (C 1) 線量のコミッショニング

次の項目について、計算または確認を行う。

C 1.1 ポイント線量テスト：治療計画装置が設定された線源データを使用し、かつ適切に線量計算が行われていることを確認する。次の方法で行う。

- ① デモ用 TRUS 画像を取得する。
- ② 線源強度 100 U のシードを 1 個配置する。
- ③ 線源長軸および短軸方向で、線源から 5 mm 間隔で 5 cm 程度までの点について、使用可能な線量計算アルゴリズムでポイント線量を計算する。
- ④ 式(2)から(4)までの式を使用して独立計算を行い、③のポイント線量と比較し、一致することを確認する。

C 1.2 Isodose line テスト：線量が正しく計算され、等線量曲線が正しく表示されていることを確認する。次の方法で行う。

- ① 最上平面 (ベース面 : $Z = 0$ mm) に線源強度 100 U の線源を配置する。
- ② 線源からテンプレートグリッド幅 (例えば 5 mm、10 mm、15 mm など) 離れた点について非等方性を考慮した線量計算を行う。
- ③ ②の計算結果に等線量レベルを設定する。

- ④ 線源配置平面から Z 方向に 5 mm ずつ移動した平面上の等線量曲線の数が減少していくことを確認する。
- C 1.3 計算グリッドサイズ：計算グリッドサイズを変化させることによって D_{90} , V_{100} などの線量一体積指標に及ぼす影響を把握する。LR 方向のみでなく頭尾方向の設定も注意すること。
- C 1.4 Dose volume histogram (DVH)および DVH パラメータ計算：DVH および体積指標の計算が仕様通りになっていることを確認する。
 - ① 永久挿入における線源中心から側方へ 5 mm の点に 100 Gy 投与する空気カーマ強度を計算する。
 - ② ①の線源強度の線源を中心に置き、 V_{100} を計算する。
 - ③ 球の計算体積 $(4\pi r^3)/3$ と、治療計画装置での計算体積とを比較する。

5.2.2 (C 2) 線源同定法と精度

次の項目について、計算または確認を行う。

- C 2.1 自動線源同定の精度：治療計画装置の自動線源同定の精度を把握し、臨床上どの程度まで信頼できるか検討する。次の方法で行う。
 - ① ファントムに線源を少なくとも 20 個以上刺入する。このとき、近接するシードを故意に作る。
 - ② CT 画像を撮影する。
 - ③ 実際に刺入した線源数と自動線源同定により同定された線源数を比較する。もし、相違があれば、その位置の特徴を把握する。
- C 2.2 CT 撮影法と線源同定：線源同定する上で、最も適した条件をあらかじめ把握する。次の方法で行う。
 - ① 種々の CT スライス厚、スキャン法 (Helical、Axial)、再構成間隔で C 2.1 で用いた前立腺ファントムを撮影する。
 - ② それにより、線源の個数および位置を同定するための最適な CT 撮影条件を評価する。また、線源の重なりによる自動線源同定の精度に及ぼす影響を評価する。

5.2.3 (C 3) 画像の使用

次の項目について確認を行う。

- C 3.1 再構成画像のジオメトリ (2D 表示検証)：線源同定で参考にするサジタル、 coronal、アキシャルで、ある点の位置の整合性がとれていることを確認する。次の方法で行う。
 - ① 寸法が既知のマーカ入りファントムを用いて CT 撮影を行う。
 - ② 画像をインポートして、マーカの同定を行う。
 - ③ 3 方向の断面 (アキシャル、サジタル、 coronal) を用いて、同定したマーカの座標と実際の位置を比較し、整合性を確認する。

5.2.4 (C 4) 解剖学的構造

次の項目について計算または確認を行う。

C 4.1 輪郭描出の方向による体積の変化： 輪郭描出の方向により体積に変化がないことを確認する。次の方法で行う。

- ① CT および TRUS の画像で、ある臓器に対して時計回りおよび反時計回りで輪郭描出し、体積を計算する。
- ② 方向により計算された体積に差がないことを確認する。

C 4.2 自動マージン：自動マージン機能が利用できる場合は、その特徴と妥当性を検討する。次の方法で行う。

- ① 各平面で大きさの異なる円錐を輪郭描出する。
- ② 自動マージン機能を動作させた後、各平面の大きさを比較し、自動マージンが 3 次元あるいは 2 次元に考慮されているかを確認する。
- ③ さらに、設定した大きさとマージンが付加されていることを確認する。

5.2.5 (C 5) 体積の構成

次の項目について計算または確認を行う。

C 5.1 体積計算 (TRUS と CT 画像の比較)： あらかじめ既知の体積の物体に対し、CT や US 画像を撮影し、それぞれで算出した体積と比較する。また、CT 撮影法による影響を確認する。

C 5.2 不規則スペーシングの CT スライスセットからの体積構成：例えば前立腺周辺の CT 画像を 2 mm、他を 5 mm で撮影した場合に画像が読み込めるかを確認する。

C 5.3 非連続な順の CT スライスのセットからの体積構成とその精度：非連続な順の CT スライスを治療計画装置に読み込めるか、もし読み込めるなら、その場合の体積が適切に構成され、計算されることを確認する。

5.2.5 (C 6) リアルタイム術中計画

リアルタイム術中計画は ^{125}I 永久挿入治療の高精度化に重要な役割を果たすものであるが、超音波画像診断装置と治療計画装置、ステッパーシステムの複合的なコミッショニングが不可欠である。ここでは、術中計画コミッショニングについていくつかの例を挙げる。ただし、これは機種依存が大きく、各施設の物理 QA 担当者はそれぞれの機種の特性を把握し、コミッショニングプログラムを作成すべきである。以降は臨床使用前のファントム等を用いた試験である。下記は Interplant (Elekta)を用いた試験例である。

C 6.1 治療計画装置とステッパー間の超音波画像診断装置の長軸方向および回転動作に伴う位置精度およびトラッキングを確認

次の方法で行う。

1) ステッパーの長軸方向の確認

- ① ステッパーを長軸方向に 5 mm 間隔で動かす。動かす範囲は、底部位置で引き戻しを 0 mm とした際に -10 mm ~ 60 mm までとする。

- ② 実際のステッパーの移動距離が治療計画装置上で表示されていることを確認し、記録する。
- 2) ステッパーの回転精度の確認
 - ① 超音波画像をサジタルモードにする。
 - ② ステッパーをニュートラル位置(回転:0°)まで回す。
 - ③ 治療計画装置上で、ステッパーが0°の状態を初期化し、初期化できることを確認する。
 - ④ ステッパーを反時計回りおよび時計回りに、回転限界まで10°毎に回転させる。
 - ⑤ ステッパー目盛で実際に回転した角度が、治療計画装置上で適切に認識されているか確認する。回転精度は0.5°以内とする。
- C 6.2 任意位置における、ステッパー治療計画装置間の長軸および回転精度の確認

次の方法で行う。

 - ① 物理的にファントムの外部から奥行きおよびテンプレート座標から位置を決定できるファントムを用い、テンプレート上の任意のグリッド位置および奥行きを決定する。
 - ② ステッパー回転角度0°において、ファントム内で奥行きが確認できる任意位置を底部位置(引き戻し位置=0 mm)として設定する。
 - ③ 治療計画装置上で、ステッパーの初期化を行う。(回転角度0°、引き戻し位置=0 mm)
 - ④ 予め決定した、任意のグリッド位置および奥行き位置までプローブを移動させ、治療計画装置上で示される座標および回転角度と、実際の位置および角度が一致していることを確認する。
- C 6.3 斜入針のトレース性能を確認する。
 - ① 刺入した刺入針の先端が目標からずれた時、ずれの追従を行う事の出来る治療計画装置にあっては、その処理の特性を確認すること。
 - ② ずれの補正法が2次元的または3次元的のいずれかであることを確認すること。
 - ③ ずれの要因と誤差の程度について把握すること。

詳細については文献1を参照すること。

6 定期的なQA

6.1 目的

システムの購入時から使用終了に、購入時と同等の性能を維持するためのQAである。以下のことが遵守されなければならない。

- (1) QAの結果は文書化し、保存する。
- (2) 装置のパフォーマンスが満たされない場合、調整あるいは修理のいずれかを判断する。
- (3) 早急に復旧できない場合は、臨床上許容できるか否かを判断する。

QAは受入試験またはコミッショニング時と同じ方法で行うべきであり、本ガイドラインを参考に各施設の物理QA担当者が決定する。

6.2 試験項目と方法

行うべき QA 項目は治療毎、1ヵ月毎、6ヵ月毎、1年毎または2年毎に分類される。表3に項目と重要度を示す。さらに、表中に許容値とは検証時の精度目標であるが、これはコミッショニング時の基準に依存する。また、アクションレベルとは臨床で使用可能であることの見安である。すなわち、許容値以上アクションレベル以下であれば臨床使用はできるが、物理 QA 担当者は誤差原因の解明などを行い、アクションレベルに到達しないように制御しなければならない。アクションレベルを超えた場合には治療を行ってはならない。

定期的な QA にも重要度を分類した。重要度 A について定期的な QA を実施すべきである。ただし、各項目について、機種依存があるので、上記項目が該当しないシステムもある。各施設の物理 QA 担当者は当該施設の機種に応じて QA プログラムを作成すべきである。

表3 日常のQA項目

記号	項目	パフォーマンス		重要度
		許容値	アクション	
治療毎				
D 1.1	放射線モニタ		機能する	A
D 1.2*	線源強度確認(井戸形電離箱線量計、その他)*	3%	5%	A*
D 1.3	超音波システム/プローブ		機能する	A
D 1.4	治療計画の物理面のクイックチェック		正しい	A
D 1.5	コンソールディスプレイ (治療ステータス表示、日付、時間)		機能する	A
D 1.6	出庫確認および記録		実施	A
1カ月毎				
D 2.1	超音波画像診断装置グリッドと実寸の整合性の一貫性確認	1 mm	2 mm	B
D 2.2	超音波画像診断装置グリッドとテンプレートの位置整合性の一貫性確認	1 mm	2 mm	A
D 2.3	体積計算精度	5%	7%	B
D 2.4	ステッパーリトラクション精度	1 mm	2 mm	B
6カ月毎				
D 3.1	井戸形電離箱線量計の感度校正	3%	3%	B
1年毎				
D 4.1	緊急時の線源取り扱い手順の確認、教育訓練		実施	A
D 4.2	個々のQAレビュー		実施	A
2年毎				
D 5.1	井戸形電離箱線量計の校正	1 %	2 %	A*

* 線源強度の測定は本来、行なわれなければならない項目である。米国のガイドライン AAPM TG64¹⁰⁾では「少なくとも10%、理想的には全数の線源強度測定をしなければならない」と定めている。本ガイドラインでは将来に備えた測定ノウハウの蓄積と人材の確保を促すものとする。現在わが国で認可されている線源では、線源強度が十分に保証されていることが報告されている^{11, 12, 13)}。しかし、欧米の報告では業者の線源校正ミスやデッドシードの混入、過剰被ばく事故などが報告されていることも事実である。本ガイドラインでは線源強度の個別測定法を挙げるが、別の簡易的な測定法も検討されている。詳細は参考文献1を参照すること。

6.3 治療毎

- D 1.1 放射線モニタ：電源が入っていること、正常に機能していることを確認する。
- D 1.2 線源強度確認：線源強度が公称値の不確かさの中に入っていることを確認する。以下に井戸形電離箱線量計を用いた場合（シングルシードアッセイ）の方法を挙げる。

1) 測定の準備

- ① 日本アイソトープ協会（2009年度より）の供給する¹²⁵I標準線源、または直接的に校正された井戸形電離箱線量計、または Accredited dosimetry calibration laboratory (ADCL) で校正を受けた井戸形電離箱線量計、電位計を用いる。線源ホルダーやその配置も校正時と同一でなければならない。校正条件は校正証明書に記載されている。また、井戸形電離箱線量計の特性を把握しなければならない。方向依存性は無視できるが、毎回同じ角度で測定することが望ましい。たとえば電離箱の上面についている目印とホルダーのある特定の位置を合わせるとよい。また、井戸形電離箱線量計は、深さ方向に感度依存性があり、十分確認の上使用すること。本線源ホルダーの場合、校正時で使用した深さがマーキングされている。
- ② 電荷の積算時間は30秒で0.1%の繰り返し精度で測定できることが確認されている。しかし、各施設の物理QA担当者が確認して適切な測定時間を判断することを推奨する。

2) 測定

- ① 線源を線源ホルダーに装填する。
- ② 井戸形電離箱線量計に線源ホルダーを挿入する。
- ③ 約10秒間～60秒程度かけて線源強度の読み値を記録する。30秒間の積算電荷 R_{dg} を測定する場合、空気カーマ強度 S_k は、

$$S_k = N_k \cdot k_{\text{elec}} \cdot k_{\text{TP}} \cdot \frac{\text{Rdg}}{30} \quad (5)$$

である。ここで N_k は ADCL で与えられた空気カーマ校正定数 [$\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1} \text{A}^{-1}$]、 k_{elec} は電位計校正定数、R_{dg} は測定した電位計の指示値 [pC] である。 k_{TP} は温度気圧補正係数で、気温 22 °C、気圧 101.33 kPa を基準条件とし、測定時の気温 T [°C]、気圧 P [kPa] であるとき、

$$k_{\text{TP}} = \frac{273.2 + T}{295.2} \frac{101.33}{P} \quad (6)$$

で算出できる。

- ④ 読み値は Excel シート等に記録し、線源強度のバラツキ等を評価することが望ましい。いずれの場合でも測定結果は記録しておかなければならない。

【注意 1】 ¹²⁵I シードなどの微量な電流または電荷を測定する際に、使用する電位計のレンジが適切に作動するか確認しなければならない。

- ① 線源を入れていないホルダーで電流または電荷を測定する。
- ② 線源を入れたホルダーで同様の測定をする。
- ③ ①/②×100 で信号ノイズ比を求める。

Wisconsin 大学の校正報告書では信号ノイズ比が校正時の不確かさの 1.5 倍を超える場合にはその電位計を使用すべきでないと勧告している。

【注意 2】 低線量率シードの線源強度測定での最も大きな誤差の原因はリークである。測定の際、少なくとも数本に 1 回は線源なしホルダーで測定し、その値を測定値から差し引いた値を読み値とすべきである。

【注意 3】 井戸形電離箱線量計の校正定数は線源モデルによって別に校正を受けなければならない。例えば、OncoSeed Model 6711 シードで校正を受けた井戸形電離箱線量計で、BARD STM1251 の線源強度の絶対値を測定することはできない。

- D 1.3 超音波システムプローブ：超音波画像診断装置のプローブの描出画像が治療計画システムに表示されることを事前に確認する。
- D 1.4 治療計画装置物理面のクイックチェック：治療計画が適切に行われるように物理的なチェックを行う。チェック項目は機種によって異なるので、各施設の物理 QA 担当者により決定されるべきである。以下に方法の一例を示す。
 - ① Template registration の確認
 - ② TRUS と治療計画装置のグリッドが一致していることを確認する。
 - ③ 治療計画装置上の線源モデルが使用されるモデルと同一であることを確認する。
 - ④ 検定日から当日までの減衰補正された線源強度が登録されていることを確認する。
 - ⑤ 通常使用されている非等方性計算法であることを確認する。
 - ⑥ 通常使用されている計算グリッド間隔であることを確認する。
- D 1.5 コンソールディスプレイ：治療計画装置の日付、時間、治療ステータスが正しく表示されていることを確認する。
- D 1.6 出庫確認および記録：線源を使用する前に、目的の線源強度と個数であることを確認する。特に、1 週間に複数例の治療の行う場合には、線源の取り違えがないように十分に注意を払わなければならない。また、記録し署名する。

6.4 1 カ月毎

- D 2.1 超音波画像診断装置グリッドと実寸の整合性の一貫性確認：超音波画像診断装置グリッドが実際のグリッド間隔と一致していることを確認する。例えば、既知の寸法のマーキングのあるファントムの TRUS 画像を取得し、距離を計測する。
- D 2.2 超音波画像診断装置グリッドとテンプレートの位置整合性の確認：超音波画像診断装置グリッドとテンプレートの位置整合性が取れていることを確認する。次の方法で行う。
 - ① 水槽に超音波画像診断装置—ステッパシステムを水面に垂直に挿入する。
 - ② プローブからの距離が変化するように、テンプレートに刺入針を数本挿入する。
 - ③ 超音波グリッドに刺入針が一致していることを確認する。
- D 2.3 体積計算精度：超音波画像診断装置の体積計算、それを治療計画装置に取り込んだときの体積、CT 画像による体積を既知の体積と比較し、差異のないことを確認する。次の方法で行う。

- ① 既知の体積の球を超音波画像診断装置で取得し、体積を計算する。
 - ② 超音波画像を治療計画装置に取り込み、輪郭描出して体積を計算する。
 - ③ 同じ球について複数条件で CT 撮影し、治療計画装置に取り込み、体積計算する。
 - ④ それぞれのモダリティで計算された体積と実際の体積の経時変化や視覚的变化を比較する。
- D 2.4 ステッパーリトラクション精度の一貫性の確認：ステッパーのリトラクション精度を確認する。次の方法で行う。
- ① 頭尾方向に 10 mm 間隔で 4 個、5 mm 間隔で 3 個のマーカが設置された TRUS 画像を取得する。
 - ② それぞれの間隔でステッパーを引き戻し、マーカの中心にくることを確認する。

6.5 6 カ月毎

- D 3.1 井戸形電離箱線量計の感度校正： ^{137}Cs などの長半減期核種を用いて感度の変動をチェックすることが望ましい。

6.6 1 年毎

- D 4.1 緊急時の線源取り扱い手順の確認、教育訓練：緊急時の対策手順をレビューすること。放射線障害防止法に基づき教育訓練を行うこと。
- D 4.2 放射線治療品質管理委員会で物理 QA に関するレビュー、分析を行うこと。

6.7 2 年毎

- D 5.1 井戸形電離箱線量計の校正：日本アイソトープ協会または ADCL で井戸形電離箱線量計の校正を受けること。AAPM TG59 では線源強度測定のための線量計（井戸形電離箱線量計および電位計）は少なくとも 2 年に 1 度校正を受けることを義務付けている¹⁴⁾。本ガイドラインでも線源強度の測定をする場合は同様の頻度で校正を受けることを強く推奨する。

* 校正について

日本アイソトープ協会から ^{125}I 密封小線源の線量標準の供給が開始されている。具体的には以下の 2 つの方法で校正する。

① 空気カーマ標準 ^{125}I 線源の供給

2009 年現在、国内で使用できる OncoSeed 6711 および BARD STM1251 の 2 種類について ICRU Report 38、58 及び 65 に規定された空中における距離 1 m における空気カーマ率が与えられた標準線源が供給される。これにより、各施設の物理 QA 担当者は自施設の井戸形電離箱線量計を校正することができる。

② 井戸形電離箱線量計校正

^{125}I シード線源は、モデルにより線源から放出される光子の線質が異なるため、治療に用いる線源と同じモデルで校正しなければならない。その他、従来通り、米国の ADCL で校正を受けることも可能である。

7 放射線防護

永久挿入密封小線源を取り扱うにあたっては、関連法令に定める規制に従い、線源の安全管理に努める。線源は定められた場所で適切な方法で取り扱い、保管し、作業中の被ばく軽減に努め、事故のないよう充分留意する。常に線源の所在を明らかにしておくことによって想定外のアクシデントにも対処可能となる。関連事項をしっかりと理解し、各施設での安全管理対策マニュアルを遵守することが大切である。

7.1 基本事項

7.1.1 被ばく防護

外部被ばく防護の3原則（距離、遮へい、時間）に従って、被ばくからの防護を心がける。

（参考）¹²⁵I シード線源の最大エネルギー（35.5 keV）に対する鉛の透過率は0.1 mm厚で0.109、0.25 mm厚で0.004、0.35 mm厚で0.0004である。

7.1.2 作業環境

- (1) 使用室は誤って線源を落とした際も、容易に発見、回収できる構造であること。
- (2) 内部の壁、床その他シードが入り込む恐れのある部分は、突起物、くぼみ、および仕上げ材の目地など隙間の少ないものにする。
- (3) 室内に容易に動かせない機器がある場合は、シード線源が入り込まないよう目張りを行い、隙間のないようにすること。
- (4) 排水口などシード線源が紛失するおそれのある構造物がある場合は、シートで覆うなど適切な紛失防止措置を講ずること。

7.2 実際の線源取り扱い時の諸注意

線源取り扱い開始から終了まで適宜個数などを確認し、その都度使用状況などを記録すること。

7.2.1 線源受入時

必ず目視またはX線透視による形状と個数の確認を行うこと。

7.2.2 プレローディングおよび治療時

- (1) 目視により形状と個数を確認すること。
- (2) プレローディングの際は、一度に線源を作業台に出さず数回に分けて行うこと。
- (3) 線源を取り扱う際は直接接触したりせず、ピンセットなどにより距離をとるように努め、先の尖ったピンセットなどで線源に傷を付けないこと。
- (4) 滅菌袋などから線源単体あるいは挿入済マガジンを取り出した直後に、それらが封入されていた滅菌袋の汚染の有無を、サーベイメータを用いて測定し安全を確認すること。
- (5) プレローディングした刺入針やアプリケーションは遮へいできる容器に保管すること。
- (6) 異常を発見した場合は、安全対策を講じて現状を保存し、速やかに放射線取扱主任者、管理責任者などと協議して対策を講ずること。

- (7) プレローディングから治療開始までの時間間隔が長い場合には、治療開始前に再度使用室の汚染の有無を、サーベイメータを用いて測定し安全を確認すること。
- (8) 治療開始から治療が終了するまで、適宜個数などを確認し記録すること。挿入時には常に適切な測定器を設置して作動させておくこと。
- (9) 術中にサーベいの必要が生じた場合、患者体内の挿入線源からの線量率を十分に下げ、シード線源が容易に探索できる手段を確保すること。線量率を下げる手段の一例として鉛ガラスの防護つい立ての利用、前立腺を中心に一般的な防護衣（0.25 mm Pb）で覆うなどがある。

7.2.3 治療終了後

- (1) 線源個数の確認と記録を行うこと。
 - ① 総線源個数、使用個数、余剰線源個数を必ず確認し、合計個数が一致することを確認し管理台帳に記録すること。
 - ② 使用者氏名、使用時間、日時、場所、方法、線源の所在などを記録すること。
- (2) 使用場所の線量測定を行うこと。
 - ① 余剰線源を貯蔵施設（または貯蔵箱）に収納した後、放射線測定器を用い使用機材、シートや使用室全域について線源紛失、脱落線源、汚染のないことを、サーベイメータを用いて測定し記録すること。

7.2.4 余剰線源と脱落線源

- (1) 使用個数と未使用個数の合計と入手個数が一致していて、紛失がないことを確認すること。
- (2) 挿入個数が予定より少なくなった場合などの未使用のシード線源（余剰線源）は、日本アイソトープ協会に引き取り（譲渡）を依頼する。
- (3) 余剰線源は減衰しても密封線源として規制される。
- (4) 余剰線源は新たなシード線源と混ざらないように明確な区別して、譲渡するまで貯蔵施設（または貯蔵箱）に保管すること。
- (5) 線源の所在を常に明確にしておくこと。
- (6) 一度患者の体内に挿入された後、体外に脱落または摘出された線源は脱落線源として扱われる。
- (7) 脱落線源は、医政指発第 0715002 号通知¹⁵⁾および「シード線源による前立腺永久挿入密封小線源治療の安全管理に関するガイドライン」²⁾に従い、余剰線源とは区別して保管廃棄すること。

7.2.5 一時管理区域の解除

一時管理区域を解除する際、線源の脱落や汚染がないことをサーベイメータによる測定で確認し、記録すること。

- (1) 測定器は汚染の有無を確認できるサーベイメータを用いること。
- (2) 室内全域をゆっくりと、くまなくサーベイすること。
- (3) バックグラウンドよりも高い計数率が検出された場合、その付近を重点的にサーベイすること。
- (4) 線源を発見した場合、線源を安全かつすみやかに回収し、所定の容器に入れて密封する。袋及び台帳に患者名と日付、個数を記載し、所定の場所に保管すること。

7.3 1 cm 線量当量率の測定

患者体表面から 1 m 離れた点における 1 cm 線量当量率の測定は、一時管理区域あるいは治療病室からの退出時に実施する。この測定の目的は、周囲の人間の被ばく軽減である。

- (1) 測定器は線量を正しく測定、評価できるサーベイメータを用いること。
- (2) 測定器の動作を確認するために、体表面と検出器の距離を変えて感度変化を確認すること。
- (3) 各測定点での測定時間は、設定した時定数の 3 倍以上の時間をかけて測定すること^{2,16)}。
- (4) 測定方向は、前立腺部と同一面上 (axial 面) の腹側前面について測定すること。
- (5) 得られたサーベイメータの読み値と校正定数を考慮した 1 cm 線量当量率を記録すること。

7.4 測定器

- (1) 線源紛失、汚染の有無の測定には、¹²⁵I 測定用シンチレーション式サーベイメータを用いることが望ましい。
- (2) 1 cm 線量当量率の測定には、低エネルギー光子の測定が可能な電離箱式サーベイメータ、または 20 keV と 30 keV で校正を受けた電離箱式サーベイメータを用いることが望ましい。
- (3) サーベイメータは、国家標準とのトレーサビリティが確保された 1 年以内に校正されたものを使用すること¹⁷⁾。
- (4) 上記以外のサーベイメータを用いる場合は、「シード線源による前立腺永久挿入密封小線源治療の安全管理に関するガイドライン」²⁾に従うこと。

用語集

- 1) V_{100} : 処方線量の 100%が照射される体積
- 2) D_{90} : 体積の 90%が照射される最小線量
- 3) dose homogeneity index: 線量均等性指標/均一性指標
- 4) TRUS: 経直腸的超音波画像診断装置 (transrectal ultrasonography)
- 5) MICK® Applicator: MICK 式線源挿入器具
- 6) preplan: [刺入]前計画
- 7) postplan: [刺入]後計画
- 8) intraoperative plan: 術中計画
- 9) volume study: 前立腺体積、恥骨弓の位置、前立腺結石の有無などの評価を行うための治療計画検査。
- 10) S_K : 空気カーマ強度 [単位:U, 1 U=1 cGy cm² hr⁻¹]。小線源治療のための線源強度
- 11) apparent activity: 明示放射能。線源カプセルがないものとした場合の線源強度
- 12) A : 線量率定数。空気カーマ強度と、水中に置いた線源の長軸に直交する平面上で線源中心から 1 cm の点における吸収線量率との比
- 13) radial dose function: 放射状線量関数。線源軸方向に垂直な方向に沿って測定された媒質中での散乱と吸収を評価する関数
- 14) anisotropy constant: 非等方性定数。媒質中の散乱と吸収を考慮した線源回りの線量分布の非等方性を示す定数
- 15) anisotropy factor: 線源回りの非等方性を示す距離の関数
- 16) anisotropy function: 線源回りの非等方性を示す距離と角度の関数
- 17) 計算グリッド: 治療計画装置内部で使用される線量計算点
- 18) コミッショニング: 機器、用具導入後に、測定や数値などの登録・確認を通して、設計趣旨に沿って確実に作動するように運用、および保守が可能な状態であることを施設が確かめる過程のこと。
- 19) ステッパー: TRUS プローブを固定するための台座
- 20) シード線源: シード形の線源
- 21) テンプレート: アプリケーター刺入針の刺入時に使用する補助具
- 22) オートラジオグラフィ: 放射性物質からの放射線により写真乳剤を黒化(感光)させ、この黒化度により放射性物質の分布及び濃度を調べる方法
- 23) デッドシード: 線源強度のないシード線源
- 24) AAPM: 米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine)
- 25) NIST: 米国立標準技術研究所 (National Institute of Standards and Technology)
- 26) ADCL: Accredited Dosimetry Calibration Laboratory。¹²⁵I標準線源の第 2 次標準機関
- 27) 半減期: ある放射性核種の数がある数の 1/2 に減少するまでの時間
- 28) 平均寿命: ある放射性核種の数がある数の 1/e に減少するまでの時間

- 29) マガジン: MICK®アプリケーションと共に使用し、線源を装填するもの
30) シングルシードアッセイ: 個々の線源の強度を測定し、評価すること

文 献

- 1) I-125 永久挿入治療物理 QA ガイドライン (Ver.1). 厚生労働省がん研究助成金 (17-10) がんの小線源放射線治療の評価と品質管理に関する研究 (主任研究者 土器屋卓志), 2009.
- 2) 日本放射線腫瘍学会、日本泌尿器科学会、日本医学放射線学会. シード線源による前立腺永久挿入治療密封小線源治療の安全管理に関するガイドライン第四版, 2005.
- 3) Nath R, Anderson L, Luxton G et al: Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. Med Phys 22, 209-234, 1995.
- 4) Rivard M, Coursey B, DeWerd L et al: Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys 31, 633-674, 2004.
- 5) Kubo HD, Coursey BM, Hansson WF, et al.: Report of the Ad hoc committee of the AAPM Radiation Therapy Committee on ¹²⁵I sealed source dosimetry. Int J Radiat Oncol Biol Phys 40, 697-702, 1998.
- 6) Williamson J, Nath R: Clinical implementation of AAPM Task Group 32 recommendations on brachytherapy source strength specification. Med Phys 18, 439-448, 1991.
- 7) Williamson JF, Coursey BM, DeWerd LA, et al.: Guidance to users of Nycomed Amersham and North American Scientific, Inc., I-125 interstitial sources: Dosimetry and calibration changes: Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Ad Hoc Subcommittee on Low-Energy Seed Dosimetry. Med. Phys 26, 570-573, 1999.
- 8) Arsenault C, Bissonnette J, Dunscombe P et al: Standards for quality control at Canadian Radiation Treatment Centers: Canadian Association of Provincial Cancer Agencies, 2005.
- 9) Fraas B, Doppke K, Hunt M, et al: American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys 25, 1773-1829, 1998.
- 10) Yu Y, Anderson LL, Mellenberg DE, et al.: Permanent prostate seed implant brachytherapy: Report of the American Association of Physics in Medicine Task Group No. 64. Med Phys 26 (10), 2054-2076, 1999
- 11) Takahashi Y, Ito A, Sumida I et al: Dosimetric consideration of individual I-125 source strength measurement. Radiat Med 24 (10), 2006.
- 12) Ramos LI, Martinez Monge R: Sampling size in the verification of manufactured-supplied air kerma strengths. Med Phys 32, 3375-3378, 2005.
- 13) Sumida I, Koizumi M, Takahashi Y, et al.: Verification of air-kerma strength ¹²⁵I seed for permanent prostate implants in Japan. Int J Clin Oncol 14(6), 525-8, 2009.
- 14) Kubo HD, Glasgow GP, Pethel TD, et al.: High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59. Med Phys 25(4), 375-403, 1998.
- 15) 厚生労働省: 診療用放射線照射器具を永久的に挿入された患者の退出について. 2003年3月13日 医薬安第0313001号.

- 16) 佐藤智春, 石田寿城, 萬篤憲, 他: ^{125}I シード線源による前立腺密封小線源治療を受けた患者に対する 1 cm 線量当量率の測定. 日放腫会誌 17 (2), 123-127, 2005.
- 17) 寺中朋文: サーベイメータを使いこなそう. 日放技学誌 60(1), 19-26, 2004.

日本放射線腫瘍学会 QA 委員会

¹²⁵I 永久挿入治療物理 QA ガイドライン検討専門小委員会

委員長	土器屋卓志	埼玉医科大学
委員	佐藤 智春	癌研有明病院
	隅田 伊織	大阪大学
	高橋 豊	大阪大学
	橋本 光康	国際医療福祉大学
	水野 秀之	放射線医学総合研究所

日本放射線腫瘍学会 QA 委員会

委員長	齋藤 秀敏	首都大学東京
副委員	遠藤 真広	佐賀県健康福祉本部
委員	奥村 雅彦	近畿大学病院
	小口 正彦	癌研究会有明病院
	片野 進	栃木県立がんセンター
	国枝 悦夫	東海大学
	塩見 浩也	大阪大学
	新保 宗史	埼玉医科大学
	隅田 伊織	大阪大学
	高橋 豊	大阪大学
	玉本 哲郎	奈良県立医科大学
	土器屋卓志	埼玉医科大学
	中村 和正	九州大学
	幡野 和男	千葉県がんセンター
	松尾 政之	木沢記念病院
	水野 秀之	放射線医学総合研究所

外部評価

日本放射線腫瘍学会ガイドライン委員会

委員長	西村 恭昌	近畿大学
	兼平 千裕	東京慈恵会医科大学
	秋元 哲夫	東京女子医科大学
	溝脇 尚志	京都大学
	田村 昌也	近畿大学