

1 粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン (粒子線 QA2016)
2 「第 8 章：装置 QA 項目と許容値」(追補版)
3 (粒子線スキャニング物理 QA ガイドライン)

4
5 第 1 版 2020 年 12 月

6
7 作成

8 スキャニングガイドライン作成ワーキンググループ
9

10
11 1.1 本ガイドライン追補版作成の背景・目的

12 粒子線治療装置の物理・技術的 QA ガイドライン (粒子線 QA2016) が 2005 年版の更新
13 として 2016 年に更新され、日本放射線腫瘍学会、日本医学物理学会、日本放射線技術学会
14 の連名で公開されているが、照射法については 2005 年版同様、拡大法 (ブロードビーム法
15 やパッシブ法とも呼ばれる) による照射野領域形成を装備した粒子線治療装置を対象とし
16 たガイドラインであった。近年、特に新規の施設は拡大法ではなくペンシルビームを走査し
17 て照射野領域を形成するスキャニング法を用いた粒子線治療装置を採用することが増えて
18 きた。粒子線治療としての基本的な特性は拡大法と共通する部分もあるが、線量系の
19 Quality Assurance (QA) 項目など、かなり異なる対応が求められる面もあり、スキャニン
20 グ法を採用した装置に特化した QA 項目および許容値の設定に関するガイドラインの発刊
21 がユーザから求められていた。これに応えるため、スキャニング法を採用している粒子線治
22 療施設の医学物理士を中心としたワーキンググループが組織され、粒子線 QA2016 の第 8
23 章装置 QA 項目と許容値に相当する部分のスキャニング版についての執筆が行われ、ここ
24 に粒子線 QA2016 の追補版としての粒子線スキャニング物理 QA ガイドラインを策定した。

25 尚、利益相反については、今回、日本放射線腫瘍学会指針に基づき、委員よりの申告を得
26 た結果を巻末に示した。

27
28 1.2 本ガイドライン追補版の使用にあたって

29 本ガイドライン追補版は粒子線スキャニング治療施設の医学物理士が利用することを意
30 図している。線量系以外の QA 項目では、拡大法とスキャニング法で特に変更の必要のない
31 項目 (位置照合系や呼吸同期、安全装置系) もあるが、施設の利便性を考慮し、本ガイドラ
32 インを見れば一通りの QA 項目がわかるように粒子線 QA2016 を一部転載したものもある。
33 本ガイドラインで使用される「調査レベル」、「即時対応レベル」は粒子線 QA2016 の定義
34 を踏襲し、下記の通りする。

- 35 ・対処レベル 1：調査レベル

36 このレベルでの許容値は、臨床的に問題が起きうる数値ではなく装置が性能的に満

1 足することのできる数値を設定する（例えば、アクセプタンステストにおける許容値な
2 ど）。この許容値を逸脱した場合は、測定結果の推移に注意を払いながら治療を止めず
3 に原因を調査し、治療開始時のアクセプタンステストで得られている範囲に収めるよ
4 う修正する。

5 ・対処レベル 2：即時対応レベル

6 臨床的に問題が起き得るレベルであり、直ちに治療を中断するか、許容値を超えた項
7 目が与える影響が少ない治療のみに限定するなどの判断を即座に行う。エラーに対す
8 る処置を最優先し、解決まで治療を開始しない、または限定的にするなどの対応をとる。
9 治療チーム全体に対処を周知し、話し合う必要がある。

10
11 なお、本ガイドラインで設定する許容値は絶対的なものではなく、施設毎に施設固有もしくは
12 は照射技術固有の特性を把握したうえで、最終的な許容値を施設の責任において決定する
13 ことが重要である。本ガイドラインを参考として、施設毎の QA プログラムを作成していく
14 ことが望まれる。

15
16
17 2. 粒子線スキャニング装置 QA 項目と許容値

18 2.1 線量系

19 スキャニング照射においては、加速器から取り出しノズルまで輸送したペンシルビーム
20 を、偏向電磁石による磁場で横方向に二次元的に走査し、これを飛程すなわち深さ方向の走
21 査と組み合わせることにより、三次元的な照射野を形成する。飛程を一定のまま、ペンシル
22 ビームを走査して照射することは二次元的な照射であり、さらにこれを深さ方向の走査と
23 組み合わせれば三次元的な照射といえる。二次元的な走査の方法には、静止したペンシルビ
24 ームを一定量照射後、中断、その間に次の位置へ移動、照射を再開、という手順を繰り返す
25 スポットスキャンと、ビームを常に照射しながら連続的に移動させる連続スキャンがある。
26 また、ラスタースキャンという両者の中間的な手法があり、これはスポットスキャンにおけ
27 るビームの移動中にもビームを照射し続ける方法である。スポットスキャンとラスタース
28 キャンでは、スポット毎に monitor unit (MU) 値を変化させることで、また連続スキャンで
29 は磁場によるビームの走査速度を変化させることにより、二次元的な線量分布を変調させ
30 る。飛程の変調には加速エネルギーそのものを変化させる方法や、エネルギーデグレダに
31 よりエネルギーを吸収させる方法、あるいはこれらを組み合わせた方法が用いられる。この
32 ようにスキャニング照射と一口に言っても様々な方法が存在するため、日常的な QA にお
33 ける測定値の挙動を正しく解釈するには、使用する装置の動作原理を熟知しておかなけれ
34 ばならない。

35 粒子線治療の線量計測においては様々な種類の放射線検出器が用いられる[1]。効率的な
36 QA を行うためには、これらの検出器の特性を理解し、測定する物理量に合わせて適切なも

1 のを選択して使うことが重要である。

2 拡大法にはなく、スキャニング法において新たに登場する線量系の QA パラメータとし
3 て、ペンシルビームの位置とサイズがある。位置はプロファイルの重心として、サイズはプ
4 ロファイルの半値幅あるいはプロファイルを正規分布で近似したときの標準偏差として定
5 義される。

6

7 **表1. 線量系の QA 項目**

頻度	項目	即時対応レベル 許容値	調査レベル 許容値
日毎	出力の定常性	2%	1%
	ビーム位置の定常性	1.5 mm	1 mm
	飛程の定常性	1 mm	0.5 mm
月毎	出力定常性のガントリ角度依存性	2%	1%
	ビーム位置のガントリ角度依存性	2 mm	1 mm
	ビームサイズの定常性	5%	3%
	平坦度	3%	2%
	対称性	2%	1%
	照射野サイズの定常性	1.5 mm	1 mm
年毎	モニタ線量計の校正	2%	1%
	モニタの直線性	2%	0.5%
	深部線量百分率(PDD)の測定 ベースラインとの差	2%	1%
	ビーム軸の定常性(調整)	1 mm	0.5 mm

8

9 **2.1.1 日毎の項目**

10 スキャニング照射では多数のペンシルビームの組み合わせにより照射野を形成するため、
11 使用する全エネルギー領域の出力、飛程、ビーム位置が日常的な QA の対象となる。回転ガ
12 ントリを使用する装置ではガントリ角度を限定したり、曜日毎に項目を決め 1 週間で全項
13 目を実施し、週毎に全体をレビューしたりするなど、装置の特性・安定性を踏まえて日毎の
14 QA として実施可能なプログラムを構築しておく。

15 日毎および月毎の QA においてはノズル中の位置モニタを用いてビーム位置を測定する
16 [2-5]ことも許容されるが、その場合には位置モニタの指示値の精度が独立な方法で保証さ
17 れている必要がある。

18

19

20

1 ・出力の定常性

2 日常測定条件¹ において三次元的な体積照射を行い、その基準とする点での線量を測定し、
3 ベースラインからのずれが許容値以内であることを確認する。水または固体ファントムを
4 使用し、線量計測には校正された測定器を用いる。

5
6 ・飛程の定常性

7 通常用いる代表的なエネルギーのビームの飛程を測定し、ベースラインとの差が許容値
8 以内であることを確認する。平行平板形電離箱による水中測定が望ましいが多層式電離箱
9 の利用も有効である。また、固体ファントムや円筒形電離箱を用いた簡易的な測定も許容さ
10 れる。ビーム位置やビームサイズの変動による影響を受けにくくするために、ビームを二次
11 元的に走査し、電離箱の有感面積よりも大きな面積で一様照射を行う。あるいはペンシルビ
12 ームを照射する場合にはビームサイズよりも十分に大きな有感面積をもつ平行平板形電離
13 箱を使用する。

14
15 ・ビーム位置の定常性

16 通常用いる代表的なエネルギーのビームの位置を測定し、位置ずれが許容値以内である
17 ことを確認する。アイソセンタに照準するビームの他に、照射野の端にできるだけ近い点を
18 含めた複数のビームについて測定するのが望ましい。ビーム位置の測定には、ノズル外に設
19 置した二次元電離箱[6, 7]あるいはノズル中の位置モニタを用いる。

20
21 2.1.2 月毎の項目

22 回転ガントリを使用する装置では日毎の項目である出力とビーム位置については、ガン
23 トリ角度依存性を確認する。それらに加えて、ビームサイズおよび二次元的な一様照射にお
24 ける平坦度と対称性についても確認する。ノズル内にビームサイズを小さくする目的で密
25 閉式ヘリウムガスチェンバーなどが挿入された装置については、空気の混入により散乱量
26 が増加し、ビームサイズもそれにしたがって増大する可能性があることにも注意する。

27
28 ・出力定常性のガントリ角度依存性

29 回転ガントリを使用する装置では日常測定条件と同等な条件において、主要なガントリ
30 角度（4 角度以上）で線量測定を行い、ベースラインとの差が許容値以内であることを確認
31 する。

32

¹ 日常測定条件とは、各施設で決めた日常的に行う代表的測定条件のことで、ビームエ
エネルギー、スポット位置、照射機器条件、電離箱の種類、ファントムの種類と設置条件、
測定深、アイソセンタ位置などを定めた条件である。標準計測法 12 に従うことが望まし
いが、水ファントムの代わりに固体ファントムを使用してもよい。

1 ・ビーム位置のガントリ角度依存性

2 回転ガントリを使用する装置では主要なガントリ角度（4 角度以上）におけるビーム位置
3 のずれが許容値以内であることを確認する。測定にはフィルム、蛍光板[8-12]、二次元電離
4 箱あるいはノズル中の位置モニタを用いる。

5
6 ・ビームサイズの定常性

7 ペンシルビームのサイズを測定し、ベースラインからのずれが許容値以内であることを
8 確認する。測定にはフィルム、蛍光板、二次元電離箱あるいはノズル中の位置モニタを用い
9 る。

10
11 ・平坦度および対称性

12 装置の基準照射野で二次元的な一様照射を行い、平坦度と対称性を測定し、許容値以内で
13 あることを確認する。測定には固体ファントムと二次元電離箱やフィルムを使用する。回転
14 ガントリを使用する装置では主要なガントリ角度（4 角度以上）で行う。

15
16 ・照射野サイズの定常性

17 スポット間隔の精度を確認するため、装置の基準照射野で二次元的な一様照射を行い、照
18 射野サイズ（50%線量幅）を測定し、ベースラインとの差が許容値以内であることを確認す
19 る。測定にはフィルムや蛍光板を用いる。マルチリーフコリメータや患者コリメータを併用
20 する場合、コリメータにより形成された照射野サイズの定常性も別途確認する。

21 22 2.1.3 年毎の項目

23 ・モニタ線量計の校正

24 標準計測法 12 に従い水吸収線量を計測し、出力の誤差が許容値以内になるようにモニタ線量
25 計を校正する。

26
27 ・モニタ線量計の直線性

28 複数の異なる MU 値で同一形状の照射を行い、MU 値に対する線量の直線性が許容値以
29 内であることを確認する。

30
31 ・深部線量百分率(PDD)の測定

32 水ファントム中の深部線量分布を測定し[13]、飛程の変動や設置誤差の影響を考慮したう
33 えで、各測定点におけるベースラインとの差が許容値以内であることを確認する。ペンシル
34 ビームの照射あるいは二次元的な一様照射を行い、ペンシルビームを照射する場合にはビ
35 ームサイズよりも十分に大きな有感面積をもつ平行平板形電離箱を使用する。

36

1 ・ビーム軸の定常性（調整）
 2 アイソセンタに設置したビームサイズよりも直径が小さな金属球とフィルムあるいは蛍
 3 光板を用いて、Winston-Lutz 試験の原理を用いてビーム軸を測定し[14-16]、許容値以内に
 4 なるように調整する。また、同時にノズル中の位置モニタの位置精度に異常がないことも確
 5 認する。回転ガントリを使用する場合には複数のガントリ角度に対して行う。

6

7 2.2 幾何学系

8

9 表 2. 幾何学系の QA 項目

頻度	項目	即時対応レベル 許容値	調査レベル 許容値
日毎	レーザ位置の定常性	1.5 mm	1 mm
	マルチリーフコリメータ開口時のリーフ位置	1 mm	0.5 mm
月毎	ガントリ角度表示	1°	0.5°
	治療台の位置表示 : 平行移動	1 mm	0.5 mm
	: 回転角度	1°	0.5°
	ノズルの回転中心の偏心	1 mm	0.5 mm
	エネルギーデグレダ取り付け	異常なし	
	患者コリメータ位置	1 mm	0.5 mm
年毎	コリメータ角度表示	1°	0.5°
	ビーム位置モニタの精度	2 mm	1 mm
	治療台のアイソセンタ位置 (半径で判定)	2 mm	1.5 mm
	治療台のたわみ	2 mm	1.5 mm
	治療台の最大移動距離	2 mm	1 mm
	スノート位置	2 mm	1 mm
	SOBP フィルタ(ミニリッジフィルタ)の外観	異常なし	
	ノズル設置型レンジシフトの外観	異常なし	
	コリメータ中心とビーム中心の一致	2 mm	1 mm
ノズルの回転中心の位置	1 mm	0.5 mm	

10 ※治療装置や運用方法により、利用しない項目は実施の必要はない。

11

12 2.2.1 日毎の項目

13 ・レーザ位置

14 機器に付けた印あるいは、標準位置に設置した目標物を用いて、アイソセンタに対するレ
 15 ーザ位置の誤差が許容値以内であることを確認する。同じ軸を示す複数のレーザがある場
 16 合、それらの間に相違がないかも確認する。

1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
27
28
29
30
31
32
33
34
35
36

- ・マルチリーフコリメータ開口時のリーフ位置

マルチリーフコリメータを適当な大きさに開口した時のリーフ位置を測定し、設定値との差が許容値以内であることを確認する。直接測定の外に光照射野などの測定方法がある。

2.2.2 月毎の項目

- ・ガントリ角度表示

角度計などを用いて、ガントリ角度の設定値と実際の角度の差が許容値以内であることを確認する。建屋あるいは建屋に固定されている構造物の印を基準としてガントリ角度表示を角度計などで確認する。

- ・治療台の位置表示

定規や治療台の目盛りあるいはファントムの X 線画像等を用いて、治療台の移動量や回転角度が表示値と許容値以内で一致することを確認する。

- ・ノズルの回転中心の偏心

ノズルの回転中心が偏心していないことを確認する。直接測定やクロスワイヤによる測定、フィルムを用いたスターショット（スポークショット）などの方法がある。

- ・エネルギーデグレーダ取り付け確認

ノズル装着式の短飛程用エネルギーデグレーダが適切に取り付けられることを確認する。

- ・患者コリメータ位置

患者コリメータの取り付け位置が許容値以内で再現していることを確認する。中心付近に目盛りや印のついた患者コリメータの代替物等を使用して光学的に測定するといった方法がある。

- ・コリメータ角度表示

角度計などを用いてコリメータの回転角度を測定し、表示値との誤差が許容値以内であるか確認する。

2.2.3 年毎の項目

- ・ビーム位置モニタの精度

ビーム位置モニタが示すペンシルビームの位置が実際に照射されたペンシルビームの位置と許容値以内で一致するか確認する。測定には X 線フィルムや二次元電離箱、シンチレ

- 1 ータ等を用いる。
- 2
- 3 ・治療台のアイソセンタ位置
- 4 位置合わせ時にアイソセンタにおいた標的の位置に対して、ノンコプラナ照射を想定し
- 5 た治療台の移動後の標的位置の誤差が許容値内であることを確認する。治療台に設置した
- 6 標的の位置とレーザ等の関係から相対的移動量を測定する。
- 7
- 8 ・治療台のたわみ
- 9 日本工業規格 JIS Z-4714[17]の基準を参考にして、患者に対応する標準的な分布荷重を
- 10 治療台に乗せ、たわみ量をメジャーやレーザ距離計等で測定する。たわみ量のベースライン
- 11 との差が許容値以内であることを確認する。
- 12
- 13 ・治療台の最大移動距離
- 14 治療台の最大移動位置の再現性が許容値以内であることを確認する。最大移動位置と建
- 15 屋側の印の関係を測定する。
- 16
- 17 ・スノート位置
- 18 定規、エンコーダ等を用いて、スノートの移動量およびスノートの移動軸がビーム軸に許
- 19 容値以内で一致することを確認する。
- 20
- 21 ・SOBP (Spread-Out Bragg Peak) フィルタの外観
- 22 スキャニング照射では通常 SOBP フィルタを用いないが、Distal-Fall Off を拡大する目
- 23 的等でミニリッジフィルタ等を用いる場合、歪みや傷が無いことを目視で確認する。フィル
- 24 タの ID 等が正しく認識されていること、規定位置に設置されているかを確認する。
- 25
- 26 ・ノズル設置型レンジシフタの外観
- 27 ノズルに設置された可変レンジシフタに歪みや傷が無いことを目視で確認する。規定位
- 28 置に設置されているかを確認する。
- 29
- 30 ・コリメータ中心とビーム中心の一致
- 31 患者コリメータやマルチリーフコリメータを併用する場合、コリメータ中心とペンシル
- 32 ビーム中心との距離が許容値以内であることを確認する。フィルムや蛍光板、あるいは二次
- 33 元電離箱を用いて測定する。
- 34
- 35 ・ノズルの回転中心の位置
- 36 建屋あるいは建屋に固定されている構造物の印を基準として、ノズルの回転中心が許容

1 値以内で一致するかを確認する。直接測定やクロスワイヤによる測定、フィルムを用いたス
2 ターショットなどの方法がある。

5 2.3 位置照合系

7 表 3. 位置照合系の QA 項目

頻度	項目	即時対応レベル 許容値	調査レベル 許容値
日毎	X 線画像表示座標	1 mm	0.5 mm
	X 線画像中心とレーザの中心との一致	2 mm	1 mm
月毎	目盛りの精度	2 mm	1 mm
	画像中心同士の一致	2 mm	1 mm
年毎	画像の歪みの確認	ベースラインと の差が小さいこと	
	画質の確認	ベースラインと の差が小さいこと	
	X 線線質確認	ベースラインと の差が小さいこと	
	被ばく線量	ベースラインと の差が小さいこと	

9 2.3.1 日毎の項目

- 10 ・ X 線画像表示座標

11 X 線画像表示画面上の原点とスノートのクロスワイヤ影の中心との距離が許容値以内で
12 あることを確認する。スノートを有しない装置の場合は、カウチに設置した金属球あるいは
13 金属ワイヤ交点と画像中心との距離が許容値以内であることを確認する。また、X 線画像表
14 示画面の座標軸が傾いていないことを確認する。ただし年に 1 度は、建屋やガントリに対
15 する X 線画像中心の位置精度を正確に把握する。

- 17 ・ X 線画像中心とレーザの中心との一致

18 金属球の中心または金属ワイヤ交点をレーザの中心に一致させて設置し、X 線画像中心
19 との誤差が許容値以内であることを確認する。

21 2.3.2 月毎の項目

- 22 ・ 目盛りの正確度

1 決まった間隔で金属球または金属ワイヤを設置して X 線画像を撮影し、画面上で測定し
2 た距離と設置間隔が許容値以内で一致していることを確認する。

- 3
- 4 ・画像中心同士の一致

5 In-room CT など、画像中心が治療アイソセンタと異なっており、撮影位置から治療位置
6 までをカウチの並進および回転により移動する装置の場合、カウチに設置した金属球等を
7 用いて、撮影位置における画像中心と治療位置での画像中心あるいはビーム中心との各軸
8 方向のずれが許容値以内であることを確認する。

9

10 2.3.3 年毎の項目

- 11 ・画像の歪みの確認

12 X 線位置決め画像装置で取得した画像の歪み量を確認する。歪み測定用の器具（グリッド
13 型のワイヤなど）を用いて、歪み量を確認し、ベースラインとの差が小さいことを確認する。

- 14
- 15 ・画質の確認

16 X 線画像のコントラスト、空間分解能、均一性、ノイズ等が、ベースラインとの差が小さ
17 いことを確認する。また、Cone beam CT（CBCT）装置や In-room CT 装置を有する場合
18 も同様に評価を実施する。

- 19
- 20 ・X 線の線質の確認

21 半価層（Half Value Layer：HVL）を測定し、ベースラインとの差が小さいことを確認す
22 る。

- 23
- 24 ・被ばく線量

25 X 線透視装置を使用している場合は、入射表面線量の測定[18]を行うなどして、ベースラ
26 インとの差が小さいことを確認する。また、CBCT 装置や In-room CT 装置を有する場合は
27 CTDI での評価を行い、ベースラインとの差が小さいことを確認する。

28

29 2.4 呼吸同期系

30

31 **表 4. 呼吸同期系の QA 項目**

頻度	項目	即時対応レベル 許容値	調査レベル 許容値
月毎	ビーム出力の定常性	2%	1%
	呼吸位相、振幅によるビーム制御	動作する	
	室内呼吸モニタシステム	動作する	

	ゲートのインターロック	動作する	
年毎	飛程の定常性	1 mm	0.5 mm
	ゲートオン/オフとビームオン/オフの時間精度	50 ms	25 ms
	位相/振幅ゲートオンの時間精度	100 ms	
	位相/振幅のサロゲートの校正	100 ms	
	インターロック試験	動作する	
	線量評価	ベースライン	

1

2 2.4.1 月毎の項目

3 ・ビーム出力の定常性

4 日常測定条件と同等の条件で、呼吸同期システムによりゲートオン/オフをした状態で
5 線量測定を行う。このとき、呼吸模擬波形やゲートオン/オフの条件は、実際の治療に近い
6 ものを採用する。繰り返し測定による再現性や、呼吸同期なしの照射との比較を行い、出力
7 の定常性が許容値以内であることを確認する。AAPM-TG142 レポートでは動的ファント
8 ムを用いることが推奨されているが、加速器装置側の検証のため、模擬波形でゲートオン/
9 オフができれば静止ファントムを用いた線量測定でも可とする。

10

11 ・呼吸位相振幅によるビーム制御

12 呼吸同期システムから呼吸波形に同期して、ゲートオン/オフ信号が出力され、ビームが
13 出力されていることを確認する。波形出力以降の装置の健全性確認のため模擬波形でも可
14 とする。

15

16 ・室内呼吸モニタシステム

17 呼吸同期システムのセンサ等が正しく動作することを呼吸同期モニタ画面上で確認する。

18

19 ・ゲートのインターロック

20 呼吸同期システム装備の手動ゲートオフボタンを押したとき、ゲートがオンからオフに
21 なることを確認する。

22

23 2.4.2 年毎の項目

24 ・飛程の定常性

25 呼吸同期モードのビームの飛程が通常（非同期）モードと許容値以内で一致することを確認
26 する。確認方法は通常モードの飛程確認方法に準じる。

27

28 ・ゲートオン/オフとビームオン/オフの時間精度

1 呼吸同期システムの模擬波形によるゲートオン／オフ出力信号からビームが発生／停止
2 するまでの遅延時間を、ゲートオン信号とビームモニタ信号をオシロスコープに入力して
3 計測し、ビームオフについて許容値以内であることを確認する。照射方法（スキヤニング方
4 向、リペイント回数、など）により、均一な照射野を得るために必要とされる、ゲートとビ
5 ームのオン／オフのロジックや精度は施設により異なると考えられるため、ビームオンに
6 ついては施設の機器に応じて許容値を設定する必要がある。

7 8 ・位相/振幅ゲートオンの時間精度²

9 模擬波形の位相／振幅がゲートオンすべき状態になってから、ゲートオン信号が出力さ
10 れるまでの遅延時間を測定し、許容値以内であることを確認する。

11 12 ・位相/振幅のサロゲートの校正²

13 サロゲートの変化（検出位置の動き、圧力変化、換気量変化など）と得られる波形の関係
14 （変位、時間）が許容値以内で再現することを確認する。例えば動体ファントムから呼吸波
15 形を得たとき、ファントムの動きと波形の振幅やタイミングが許容値以内で再現すること
16 を確認する。振幅の確認は、ある決まった動き量のファントムを計測して同じ設定（拡大率）
17 で同じ呼吸波形が得られるかを確認する。タイミングの確認方法は、例えばファントムの動
18 きと波形と一緒に動画撮影して確認する、あるいはファントムの動きに相当する波形と出
19 力された呼吸波形をオシロスコープで測定するなどの方法により確認する。ただし、測定方
20 法についてはアクセプタンス時との再現性を確認するための方法を施設毎に定める。

21 22 ・インターロック試験

23 呼吸同期照射中に何らかのトラブルが起きた際にすぐにビームが遮断されることを、ト
24 ラブルを模擬して確認する。トラブルを模擬する具体的な方法としては、例えば呼吸同期制
25 御ソフトを強制終了させ、あるいは、ケーブルを抜いてビームの停止を確認するなどの方法
26 がある。照射装置や呼吸同期装置の構成を考慮し、施設毎に決定することが望ましい。

27 28 ・線量評価

29 各システム（ビーム照射システム、呼吸同期システム）個別の性能・機能確認に加えて、
30 線量評価により、それらを組み合わせたシステム全体としてのパフォーマンスを確認して
31 おくことが望ましい。例えば、フィルムや二次元検出器を載せて駆動可能な動体ファントム
32 を用いて、サロゲートとともに呼吸運動を再現したうえで、呼吸同期照射により線量分布を
33 取得し、平坦度などの指標の基準からの変化が許容内であることを確認する。ベースライン
34 を取得するための照射条件、評価指標は施設毎に定める。

² 「100 ms」の時間精度は、標的の運動速度が 20 mm/s を超えないという仮定のも
と、2 mm 以下の位置精度を保証することを期待した場合の値である。[19]

1
2 2.5 安全装置系

3
4 表 5. 安全装置系の QA 項目

頻度	項目	許容値
日毎	扉インターロック	動作する
	扉開閉中の安全性	動作する
	音声画像モニタ	動作する
	放射線エリアモニタ	動作する
	ビームオン表示	動作する
	スノートの衝突インターロック	動作する
	治療台の衝突インターロック	動作する
	X線装置の衝突インターロック	動作する
患者用コールボタン	動作する	
年毎	緊急停止機構の動作確認	動作する

5
6 2.5.1 日毎の項目

7 ・扉インターロック

8 ドアが開いた状態でビームが出ないことを確認する。

9
10 ・扉開閉中の安全性

11 治療室の扉の開閉の安全性を確認する。例えば、扉の閉じる途中に物が入るとセンサが反
12 応してドアの移動が止まる設計であれば、その動作を確認する。

13
14 ・音声画像モニタ

15 音声モニタ：インターホンの動作（音量、音質）確認を行う。操作室内においては治療室
16 内部の音声の聞き取り、治療室内においては操作室からの音声の聞き取り評価を行う。

17 画像モニタ：治療室内・加速器運転室内の監視モニタの電源を入れ、室内を目視確認する。
18 カメラの稼働範囲、回転、ズーム、ピント調整機能の確認を行う。

19
20 ・放射線エリアモニタ

21 治療室内の放射線エリアモニタの動作確認を行う。

22
23 ・ビームオン表示

24 ビーム使用中に照射中であることが表示されることを確認する。

1 ・スノートの衝突インターロック

2 スノート動作中の衝突インターロックの動作を確認する。

4 ・治療台の衝突インターロック

5 ロボットアーム型治療台の動作中の衝突インターロックの動作を確認する。

7 ・X線装置の衝突インターロック

8 X線装置の移動中の衝突インターロックの動作を確認する。

10 ・患者用コールボタン

11 患者用コールボタンを押して動作確認を行う。

13 2.5.2 年毎の項目

14 ・緊急停止機構の動作確認

15 緊急停止機構、装置制御用各種インターロック機構等の確認を行う。

18 3. 治療計画／標的体積関連項目

19 本章では、International Commission on Radiation Units and Measurements 78 (ICRU78)[20]お
20 よび American Society for Radiation Oncology model policies (ASTRO MP)[21]などに基づき、ス
21 キャンニング照射における腫瘍標的、マージン設定、および処方について再整理する。粒子線
22 QA2016 4.1 節に記載されたように、治療計画に関連する不確かさ（不確定性）の要因とし
23 て、ビームと患者の位置関係の変化と不確かさ、臓器の動きや体厚の変化、CT値から計算
24 される粒子線阻止能比の不確かさなどが挙げられる。これらの不確かさは極力小さく抑え
25 る努力が必要である。しかし、現状の位置決め技術や照射技術では避けられない誤差要因が
26 存在するため、これらを考慮しつつ Clinical Target Volume (CTV)に対して十分な線量が付与
27 されるよう治療計画を作成しなければならない。

28 まず、各照射方向からのビームが標的に一様な線量投与を行う Single Field Optimization
29 (SFO)の場合を説明する。不確かさを考慮する方法として現在広く用いられているのは、標
30 的へのマージン付与である。X線治療におけるマージンは標的を幾何学的に拡大するよう
31 に付与される。一方で粒子線治療では、ICRU 78に記載されたように、ビームに対して深さ
32 方向と垂直方向に付与されるマージンがそれぞれ異なる役割を持つ。例えば、ビームと患者
33 の位置関係の不確かさは垂直方向にマージンを付与することで補償され、阻止能比の不確
34 かさは深さ方向にマージンを付与することで補償される。ここで深さ方向のマージンは幾
35 何学的距離ではなく水等価厚を用いて計算する必要がある、一般に照射角度によって異な
36 る値をとる。このことは、原理的には照射方向ごとにビーム固有の Planning Target Volume

1 (PTV)が必要になることを意味する。このような煩雑さを避けるため、ASTROMP では、PTV
2 のかわりに CTV に対する処方を行うことを推奨している。また ICRU78 では、治療計画に
3 おけるビーム設定は CTV に対して行い、予期される不確かさのもとで CTV に対して十分
4 な線量が投与されるよう配慮しつつ、線量の記録については CTV を幾何学的に拡大した
5 PTV に対して行うことを提案している。

6 次に、複数照射門のスポットウェイトを同時に最適化することで標的内に目標線量を達
7 成する **Multiple Field Optimization (MFO)** の場合を説明する。CTV を幾何学的に拡大した PTV
8 を標的に設定することも可能であるが、現在ではより進んだ最適化法であるロバスト最適
9 化を用いた治療計画が行われることが一般的である。これは、CTV を標的に設定し、最適
10 化の各ステップにおいて不確かさを考慮した線量分布計算を行い、その結果を最適化関数
11 に反映させることで、不確かさに対してロバストな線量分布を作成する方法である。

12 上述のように、粒子線治療計画では、CTV を幾何学的に拡大した PTV に対する線量投与
13 を目的にするよりも、予期される不確かさのもとで CTV に対して十分な線量が投与される
14 ことを目的にするのが理想である。しかし、これは必ずしも PTV に対する容積処方を否定
15 するものではない。いずれの手法を用いた場合にも、治療計画を作成した後、不確かさに対
16 する線量分布の変化量を評価し、施設毎に定めた基準を満たすよう配慮することが望まれ
17 る。

18
19
20

1 参考文献

- 2
- 3 [1] Karger CP, Jäkel O, Palmans H, Kanai T: Dosimetry for ion beam radiotherapy. *Phys*
4 *Med Biol* 55: R193-234, 2010.
- 5 [2] Furukawa T, Inaniwa T, Sato S, et al: Performance of the NIRS fast scanning system
6 for heavy-ion radiotherapy. *Med Phys* 37: 5672-5682, 2010.
- 7 [3] Li H, Sahoo N, Poenisch F, et al: Use of treatment log files in spot scanning proton
8 therapy as part of patient-specific quality assurance. *Med Phys* 40: 021703-1-11, 2013.
- 9 [4] Actis O, Meer D, König S: Precise on-line position measurement for particle therapy.
10 *J Inst* 9: C12037, 2014.
- 11 [5] Meier G, Besson R, Nanz A: Independent dose calculations for commissioning, quality
12 assurance and dose reconstruction of PBS proton therapy. *Phys Med Biol* 60: 2819-2836,
13 2015.
- 14 [6] Varasteh Anvar M, Attili A, Ciocca M, et al: Quality assurance of carbon ion and
15 proton beams: A feasibility study for using the 2D MatriXX detector. *Phys Med* 32: 831-
16 7, 2016.
- 17 [7] Bizzocchi N, Fracchiolla F, Schwarz M, et al: A fast and reliable method for daily
18 quality assurance in spot scanning proton therapy with a compact and inexpensive
19 phantom. *Med Dos* 42: 238-246, 2017.
- 20 [8] Boon SN, van Luijk P, Bohringer T, et al: Performance of a fluorescent screen and
21 CCD camera as a two-dimensional dosimetry system for dynamic treatment techniques.
22 *Med Phys* 27: 2198-2208, 2000.
- 23 [9] Furukawa T, Saotome N, Inaniwa T, et al: Delivery verification using 3D dose
24 reconstruction based on fluorescence measurement in a carbon beam scanning
25 irradiation system. *Med Phys* 35: 2235-2242, 2008.
- 26 [10] Farr JB, Dessy F, De Wilde O, et al: Fundamental radiological and geometric
27 performance of two types of proton beam modulated discrete scanning systems. *Med*
28 *Phys* 40: 072101-1-8, 2013.
- 29 [11] Russo S, Mirandola A, Molinelli S, et al: Characterization of a commercial
30 scintillation detector for 2-D dosimetry in scanned proton and carbon ion beams. *Phys*
31 *Med* 34: 48-54, 2017.
- 32 [12] Rana S, Bennouna J, Samuel EJJ, et al: Development and long - term stability of a
33 comprehensive daily QA program for a modern pencil beam scanning (PBS) proton
34 therapy delivery system. *J Appl Clin Med Phys* 20: 29-44, 2019.
- 35 [13] Gillin MT, Sahoo N, Bues M, et al: Commissioning of the discrete spot scanning
36 proton beam delivery system at the University of Texas M.D. Anderson Cancer Center,

- 1 Proton Therapy Center, Houston. *Med Phys* 37: 154-63, 2010.
- 2 [14] Barkhof J, Schut G, Flanz JB, et al: Verification of the alignment of a therapeutic
3 radiation beam relative to its patient positioner. *Med Phys* 26: 2429-2437, 1999.
- 4 [15] Karger CP, Hartmann GH, Jäkel O, et al: Quality management of medical physics
5 issues at the German heavy ion therapy project. *Med Phys* 27: 725-736, 2000.
- 6 [16] Ciangaru G, Yang JN, Oliver PJ, et al: Verification procedure for isocentric
7 alignment of proton beams. *J Appl Clin Med Phys* 8: 65-75, 2007.
- 8 [17] 日本規格協会 : 医用電子加速装置一性能特性 日本工業規格 JIS Z-4714. 日本規格協
9 会, 東京, 2001.
- 10 [18] Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al: The management of imaging dose during
11 image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 34: 4041-
12 4063, 2007.
- 13 [19] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142: Quality assurance of medical
14 accelerators. *Med Phys* 30: 4197-4212, 2009.
- 15 [20] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)
16 “Prescribing, recording, and reporting proton beam therapy,” ICRU Report 78, Journal
17 of ICRU, 2007.
- 18 [21] [https://www.astro.org/uploadedFiles/_MAIN_SITE/Daily_Practice/Reimbursement/
19 Model_Policies/Content_Pieces/ASTROPBTModelPolicy.pdf](https://www.astro.org/uploadedFiles/_MAIN_SITE/Daily_Practice/Reimbursement/Model_Policies/Content_Pieces/ASTROPBTModelPolicy.pdf)
- 20 [22] Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C, et al: AAPM task group 224: Comprehensive
21 proton therapy machine quality assurance. *Med Phys* 46: e678-e705, 2019.
- 22 [23] Lambert J, Baumer C, Koska B, et al: Daily QA in proton therapy using a single
23 commercially available detector. *J Appl Clin Med Phys* 15: 217-228, 2014.
- 24 [24] Younkin JE, Shen J, Bues M, et al: An efficient daily QA procedure for proton pencil
25 beam scanning. *Med. Phys.* 45: 1040-1049, 2018.

26
27
28

- 1 ワーキンググループ メンバー（五十音順）：
- 2 氏名 所属施設
- 3 東裕也 高井病院 放射線科
- 4 梅垣菊男 北海道大学大学院工学研究院 応用量子科学部門（コーディネーター）
- 5 金井達明 大阪重粒子線センター 放射線物理部（アドバイザー）
- 6 神澤聡 筑波大学 陽子線医学利用研究センター
- 7 榮武二 筑波大学 陽子線医学利用研究センター
- 8 須釜裕也 相澤病院 陽子線治療センター 医学物理科（第 2.5 節執筆担当）
- 9 高尾聖心 北海道大学大学院工学研究院 応用量子科学部門（第 2.3 節執筆担当）
- 10 高階正彰 大阪重粒子線センター 放射線物理部
- 11 田代睦 群馬大学 重粒子線医学研究センター
- 12 舘岡邦彦 札幌禎心会病院 陽子線治療センター
- 13 田村昌也 北海道大学病院 医学物理部（事務局）
- 14 照沼利之 筑波大学 陽子線医学利用研究センター
- 15 歳藤利行 名古屋市立西部医療センター 陽子線治療物理科（第 2.1 節執筆担当）
- 16 富田真司 成田記念陽子線センター 医学物理室
- 17 富永裕樹 大阪陽子線クリニック 放射線部
- 18 西尾禎治 東京女子医科大学大学院医学研究科 医学物理学分野
- 19 馬場大海 国立がん研究センター東病院 放射線品質管理室
- 20 堀田健二 国立がん研究センター東病院 放射線品質管理室（第 2.2 節執筆担当）
- 21 前島偉 新潟医療福祉大学 医療技術学部 診療放射線学科
- 22 前田嘉一 福井県立病院 陽子線がん治療センター 陽子線治療研究所
- 23 松浦妙子 北海道大学大学院工学研究院 応用量子科学部門（第 3 節執筆担当）
- 24 水野秀之 量子科学技術研究開発機構 Q S T 病院 放射線品質管理室（事務局）
- 25 溝田学 九州国際重粒子線がん治療センター 物理室
- 26 蓑原伸一 神奈川県立がんセンター 物理工学科
- 27 宮本直樹 北海道大学大学院工学研究院 応用量子科学部門（第 2.4 節執筆担当）
- 28 八木雅史 大阪大学大学院医学系研究科重粒子線治療学寄附講座
- 29 安井啓祐 藤田医科大学 医療科学部放射線学科（第 2.1 節執筆担当）
- 30 山下智弘 神戸陽子線センター放射線技術科
- 31 山下晴男 静岡県立静岡がんセンター 放射線・陽子線治療センター
- 32
- 33 **外部評価**
- 34 日本医学物理学会 QA 委員会
- 35 日本放射線技術学会
- 36 日本放射線腫瘍学会

1
2
3
4

5
6

7
8
9
10
11
12
13
14
15
16
17

資金と利益相反(COI)について

本ガイドラインの作成に関わる費用について、企業からの資金提供は受けていない。また、作成に関する委員は日本放射線腫瘍学会（JASTRO）の利益相反指針に基づいて申告を行い、以下に COI があった委員のみの COI を掲載した。

注1: COI 自己申告項目のうち、1.顧問、2.株保有・利益、3.特許使用料、4.講演料、5.原稿料、9.その他（以下組織 COI）組織 COI_6.研究費、組織 COI_7.寄付金、組織 COI_9.その他については該当する委員がいなかったことから割愛した。

注2:開示はガイドライン公表時から過去3年分の1年ごとに行った。(2017-2019年)

① 経済的 COI

氏名（所属）	年	6.研究費	7.寄付金	8.寄附講座
梅垣 菊男 (北海道大学大学院工学研究院)	2017	日立製作所	日立製作所	
	2018	日立製作所	日立製作所	
	2019	日立製作所	日立製作所	日立製作所

② アカデミック COI

1.所属機関は強度変調放射線治療の施設基準を満たし届け出ている。

梅垣 菊男、高尾 聖心、堀田 健二、松浦 妙子、宮本 直樹、田村 昌也

2.所属機関は定位放射線治療の施設基準を満たし届け出ている。

梅垣 菊男、高尾 聖心、堀田 健二、松浦 妙子、宮本 直樹、田村 昌也

3.所属機関は粒子線治療施設である。

梅垣 菊男、須釜 裕也、高尾 聖心、歳藤 利行、堀田 健二、松浦 妙子、
宮本 直樹、田村 昌也、水野 秀之