

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)

Guidelines of Physical and Technological Quality Assurance for
Particle Beam Therapy
(ParticleQA2016)

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

序文

わが国のがん患者数は増加の一途であり、国立がん研究センター・がん対策情報センターによれば、2016 年のがん罹患数は 100 万人を越えると予測されている。日本放射線腫瘍学会（JASTRO）構造調査からの推定では、年間 25～30 万人が放射線治療を受けている。粒子線治療を受ける患者数も年々増加し、年間 5000 人以上が治療を受けている。これまで主に先進医療で行われてきた粒子線治療が、2016 年 4 月から一部の疾患を対象に保険収載された。粒子線治療は特殊ながん治療から、誰でも受けられる一般的ながん治療に大きく変わろうとしている。このような状況の中、「粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン」が改訂・出版されることとなった。

本ガイドラインは名前に示す通り粒子線治療の品質管理のガイドラインである。原稿は厚生労働科学研究費補助金がん臨床研究事業の補助を受け、わが国の主要な粒子線治療施設の医学物理士からなるワーキンググループ（金井達明委員長、小澤修一まとめ役）によって作成され、JASTRO を含む 3 つの学会のレビューを経て完成し、発刊に至った。海外にも粒子線治療の品質管理のガイドラインは存在しないようで、まさに世界の粒子線治療をリードするガイドラインと言える。

本ガイドラインが臨床現場で日々粒子線治療に携わる放射線腫瘍医、医学物理士、診療放射線技師の指針となり、ここに示された品質管理ガイドラインが、安全かつ効果的な粒子線治療の推進につながることを期待する。最後に、本ガイドラインの編集に携わったワーキンググループ委員および外部評価委員の皆さまに深甚なる感謝の意を表したい。

2016 年 8 月
公益社団法人 日本放射線腫瘍学会理事長
西村恭昌

この度、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から、「粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン」が刊行されることになった。

これは、2005 年に世界に先駆けて刊行された「重イオン線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン」を大幅に改訂した内容となっている。当時、粒子線治療が実施されている施設数は限られていたことから、2005 年版ガイドラインは日本医学物理学会、粒子線治療研究会、放射線医学総合研究所を中心にまとめられた。しかし、10 年の間に粒子線治療を希望する患者数が年々増加するとともに、従来先進医療として行われていた粒子線治療が、現在は一部の疾患に限定されてはいるが保険適応となっている。2016 年 8 月現在、日本国内において陽子線治療は 11 施設、炭素線治療は 5 施設で実施されるに至っていることから、放射線治療に関連する 3 学会共通のガイドラインとしてまとめられた。

電荷をもったイオンは有限の飛程をもち、それより深部には到達しないこと、その飛程の終端付近に線量が最大となるブラグピークを形成すること、以上により標的体積に効果を集中させ、かつ周囲の健全な組織の障害を低減できることが粒子線治療の特長である。また、重イオン治療では光子、電子、陽子線より優れた生物学的効果が期待できる。

粒子線治療で期待される治療効果を得るためには QA が欠かせないのは当然である。本ガイドラインでは、加速装置の線量系、幾何学系にとどまらず、現在の照射技術では一般的となっている位置照合系、呼吸同期系に関する QA 項目を網羅している。また、粒子線治療が通常的光子線治療より分割回数が少ないことを考慮し、2 段階の対処レベルを設定し、レベルごとの許容値を示している。現在および今後新たに開設されるだろう施設において本ガイドラインを指針とした QA が実施され、安全かつ効果的な粒子線治療が提供されることを期待する。

最後に、このガイドライン策定にあたられたワーキンググループ各委員に深謝する。

2016 年 8 月
一般社団法人 日本医学物理学会
会長 齋藤秀敏

近年の放射線治療技術の進歩は目を見張るものがあり、光子線治療では強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiotherapy: IMRT) や画像誘導放射線治療 (Image guided radiotherapy: IGRT) などが臨床に広く取り入れられ、多くのがん患者の QOL や治療成績の向上に寄与している。一方、陽子線治療はその深部線量分布の特徴により光子線より有害事象の軽減が期待され、2016 年 4 月の診療報酬改定で小児固形がんに対して保険が適応された。重粒子線治療は高 LET 放射線であり、酸素効果や細胞周期による放射線感受性の差が少なく、生物学的効果比が高い。そのため、切除非適応の骨軟部腫瘍が保険適用となった。今までは高度先進医療として位置づけられた粒子線治療の有効性が評価されたことは大変喜ばしいことである。このような状況の中、「粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン」が改訂・出版されることとなった。

今後、粒子線治療の適応範囲を広げるためには、さらなるエビデンスの集積が求められている。安全で信頼出来る粒子線治療の普及を図る上でも、また多施設共同の前向き臨床試験を行う上でも、粒子線治療の品質を一定レベルに保つことが求められる時代となってきた。このタイミングで本ガイドラインが発刊された意味は大きく、その役割は重要と考える。国内には粒子線治療施設が 14 施設あり、まだ増加する見込みである。これらの施設が本ガイドラインを遵守して品質管理を行い、光子線治療の弱点をカバーした有害事象の少ない効果的な照射法を確立することを願うと共に、粒子線治療の適応症例の拡大と、治療成績のさらなる向上に期待したい。

2016 年 8 月
公益社団法人 日本放射線技術学会代表理事
小倉明夫

ガイドライン発行にあたり

わが国における粒子線治療の発展のためには、複雑な粒子線治療の品質を保証し、治療医が期待している精度の治療を達成することが必要となる。治療施設ごとに品質保証プログラムを作成し、施設として共通認識にすることが最も重要である。品質保証を担当する者が、一般的な QA ガイドラインを議論し、QA ガイドラインとしてまとめていくことの過程は、各施設個別の品質保証プログラムの作成に非常に有益であり、わが国における粒子線治療の発展に寄与すると考えられる。ここにまとめたものは、陽子線・重粒子線治療施設の物理担当者を中心に粒子線治療装置の物理・技術的 QA ガイドラインをつくり、治療のために必要な精度を中心にまとめたものである。また、厚生労働省がん研究助成金 菱川班「荷電粒子線を用いたがん治療技術の開発及びその向上に関する研究」の研究の一環としてまとめられた。

現時点では、世界的に見てもこのようなまとまった物理・技術的 QA ガイドラインは存在していない。ここに、QA ガイドラインを出版して現時点での共通認識を示すことは非常に有益であると考ええる。

まとめ役
2005 年 3 月
放射線医学総合研究所 金井達明

2005 年に金井達明先生の監修により、日本から最初の粒子線治療装置の品質管理ガイドラインが発行され、はや 10 年が経過した。その間、照射技術の開発、装置の小型化なども進み、わが国のみならず、世界的にも粒子線治療施設は増加の一途であり、地球規模での粒子線治療の需要が高まってきている。また、高齢化の影響によるがん患者の増加、さらには放射線治療装置の高度化に伴い、より安全に多くの患者に放射線治療を提供することが我々医療従事者に求められている。光子線・電子線・小線源治療の物理・技術的 QA に関しては、国内外で欧米医学物理学関連団体から各種ガイドラインが発行されているにもかかわらず、粒子線治療の物理・技術的 QA に関するガイドラインは世界的に未だ発行されていない状況である。粒子線治療においては世界をリードしている我が国が粒子線治療物理・技術的 QA に関する改訂版ガイドラインを発行することは、我が国の粒子線治療の品質水準を高めるだけでなく、世界的に日本がリードしていることをアピールする上でも非常に重要であると考えている。このガイドラインは、厚生労働科学研究費補助金がん臨床研究事業「粒子線治療の有効性、適応、費用対効果に関する総合的研究」(H21-がん臨床一般-008)研究代表者 鎌田 正の一環としてまとめられ、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の査読を経て、発行に至った。本ガイドラインにご尽力いただいた関係各位には深く御礼申し上げます。

本ガイドラインでは、できるだけ簡便に、拡大法による粒子線治療装置に適応した品質管理ができるように、QA 項目、頻度、許容値を設定した。今後の技術進歩に伴い、適宜内容を見直し、時代に即したものに更新していく予定である。本書が皆様の日々の業務のお役に立てることを心から願っている。

2016 年版まとめ役
広島がん高精度放射線治療センター
小澤修一

粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン作成メンバー及び利益相反に関する記載

ガイドライン作成ワーキンググループ

金井達明 群馬大学 (ワーキンググループ長)
福村明史 放射線医学総合研究所 (副ワーキンググループ長)
山下晴男 静岡がんセンター
加瀬優紀 静岡がんセンター
榮 武二 筑波大学
西尾禎治 広島大学
寅松千枝 放射線医学総合研究所
田代 睦 群馬大学
福田茂一 放射線医学総合研究所
小澤修一 広島がん高精度放射線治療センター (まとめ役)

利益相反に関する記載

小澤修一は、RTQM システム株式会社の代表取締役役に就任し、株式を所有している。

以上

目次

1. はじめに
 - 1.1 ガイドライン改訂の目的と考え方
2. 品質管理体制
3. 粒子線治療の流れ
4. 照射体積と線量の定義
 - 4.1 標的体積とマージン
 - 4.2 線量分布に関する QA パラメータ
 - 4.3 線量の表示
5. 粒子線治療の精度を保証する項目
 - 5.1 基準条件標的の形成
 - 5.2 線量計の校正
 - 5.3 患者位置決め
 - 5.4 治療寝台
 - 5.5 治療計画装置
 - 5.6 呼吸性移動対策
6. ビーム照射範囲の誤差評価
7. 粒子線治療装置の保守管理
 - 7.1 治療ビームの検査
 - 7.2 線量モニタシステムの検査
 - 7.3 照射野平坦度の検査
 - 7.4 ビーム軸アライメント
 - 7.5 呼吸同期装置の動作
 - 7.6 線量計算
8. 装置 QA 項目と許容値
 - 8.1 線量系
 - 8.2 幾何学系
 - 8.3 位置照合系
 - 8.4 呼吸同期系
 - 8.5 安全装置系
9. おわりに

付録

- A 粒子線治療装置の各部名称
- B 粒子線治療装置の座標系
- C 粒子線に対する吸収線量の計測法
- D 呼吸性移動対策
- E CT 値から水等価厚への変換

参考文献

略語一覧

1. はじめに

顕著な Bragg ピークを有する陽子線、重粒子線などの高エネルギー粒子線は、線量を集中させた照射を実現することができ、治療成績の向上が期待されている。このような Bragg ピークを利用する陽子線・重粒子線治療(以下、粒子線治療とする)は、放射線医学総合研究所や筑波大学で開始されて以来、2016 年現在国内で 10 か所の陽子線治療施設、4 か所の重粒子線治療施設及び 1 か所の陽子・重粒子の両用施設がすでに稼働している。さらに、多数の施設で建設中もしくは建設を計画している。現状では難治性がんに対する粒子線への治療効果が期待される。このように拡大してきている粒子線治療では、微小な設定の間違いが患者体内で形成される線量分布へ大きな影響を及ぼし、想像以上の照射誤差につながる。治療装置の設定に関しては、そのほとんどが自動化されており、の間違いを防ぐように配慮されているが、逆にこのことは設定の間違いを発見しにくい状況を生み出している。そのため、機器の設定も継続的に把握する必要がある。

粒子線治療は高い精度が要求されるので、線量分布計算の正確性または機器設定の誤差に起因する線量分布の曖昧さが問題になってくる。この誤差を考慮に入れて治療を進めることが粒子線治療の治療成績を向上させることには必要不可欠な条件である。従って、機器の誤差がどの程度の大きさになっているのかを、十分に把握できるシステムを作らなくてはならない。すなわち、粒子線治療の Quality Assurance (QA)[1]では、線量計算法や治療装置に起因する線量分布の誤差を明らかにし、照射精度を維持していく方策を示すことが最も重要な役割である。

これらの粒子線治療における、治療装置の維持管理および粒子線治療の精度管理を系統的に整理し、QA に携わる者の共通認識を確立して、これらの QA 手法の確立に向けてガイドラインを改訂するものである。

1.1 ガイドライン改訂の目的と考え方

QA の項目およびその保つべき精度は、施設毎に定めた QA プログラムによって管理することが必要である。本ガイドラインの意義は、各施設が QA プログラムを策定するにあたり、QA 項目と許容値の例を示し、また QA 実施時にこの許容値を逸脱した時の対処を示すことにより、各施設での QA プログラムの位置づけを明確にすることである。これは、各施設個別の QA プログラムの作成に非常に有益であり、わが国における粒子線治療の発展に寄与すると考えられる。

今回の改訂では、2005 年に発行された陽子線・重粒子線治療装置の物理・技術的 QA システムガイドライン[2]であまり述べられていなかった項目を追加・整理してより実的なガイドラインにしていくとともに、粒子線治療における治療装置の使用者の立場から QA 項目と実施頻度および、各対処レベルの許容値を明確にした。この対処レベルの導入により、即時治療中止の場合の判断基準が明確になることを期待する。

QA 項目の許容値と対処レベルについて、米国医学物理学会(American Association of Physicists in Medicine; AAPM)の Task Group 142 レポート[3]では、以下の対処レベル 1~3 を定めており、対処レベル 2 または 3 に相当する許容値が示されている。

・対処レベル 1: Inspection action (点検)

通常の測定結果の期待値から急に外れた場合、許容値(対処レベル 2,3 相当)の範囲内であっても医学物理士はその結果に注意を払うべきである。測定者や設定の変更、メンテナンスの実施などで測定値が変化する可能性や、装置トラブルが起きている可能性も考えられる。治療は止めずに施設で設定した QA プログラムに基づき、原因を追求すべきである

・対処レベル 2: Scheduled action (定期点検)

例えば、許容値付近の誤差が継続する場合、調査して 1, 2 日以内(休日を除く)に問題の対処をするべきである。または、許容値を超えた場合、過剰な誤差でなければ、調査して問題の対処をするべきである。許容値を超えた誤差がわずかで数日程度(1 週間未満)ならば、臨床への影響は大きくないと考えられる。治療を続けても良いが、1, 2 日以内(休日を除く)に対応を計画するべきである。

・対処レベル 3: Immediate action or stop treatment action or corrective action (即時行動・治療中止・是正行

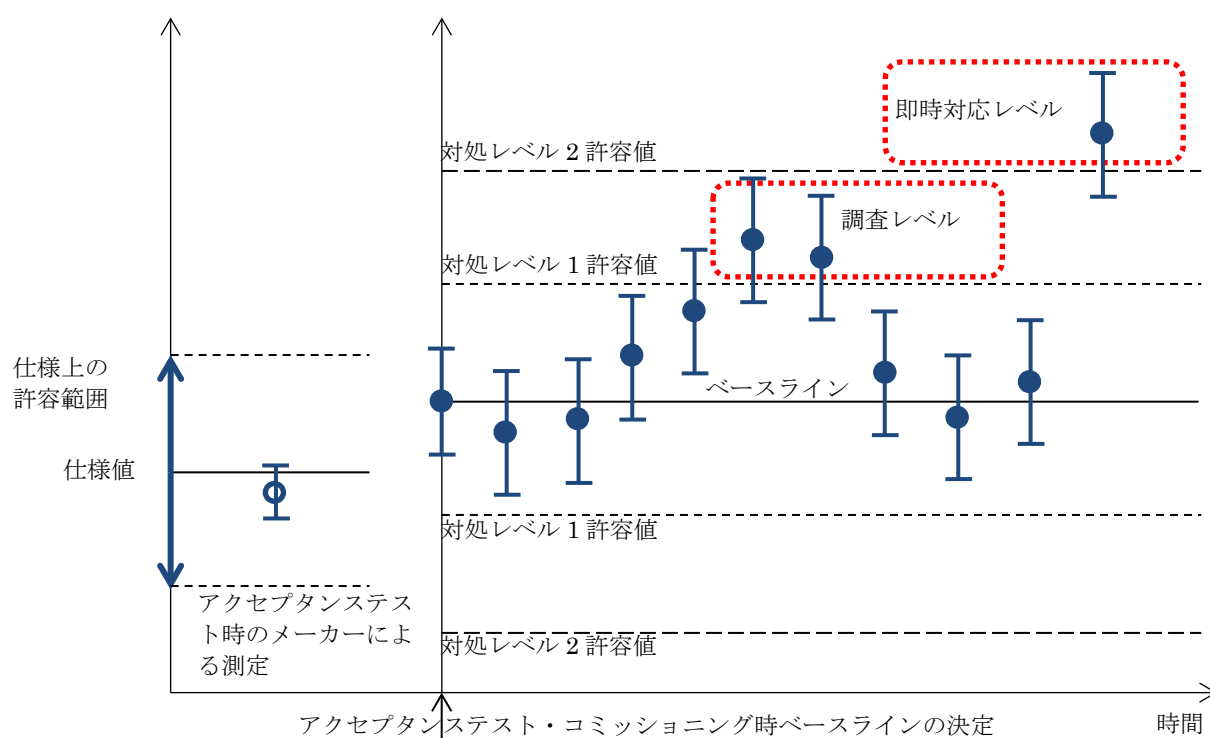
測定結果が施設毎に設定したレベル3を逸脱している場合や、インターロックが機能しない場合などは、問題が解決するまでそれに関係する治療行為は中止する。

本ガイドラインの QA 項目および手段は各施設の担当者が行うことを想定し、その項目と許容値を示す。

また、AAPM の Task Group 142 レポートと同様に点検レベルの対処と即時行動レベルの対処とを分けた許容値を導入することを推奨する。ただし、現在の粒子線治療では、通常の X 線治療と比べ分割回数の少ない照射を行うことが多いため、治療終了までの時間が少なく迅速な対応が必要であることから、対処レベル 2 と 3 をまとめた対処レベルとすることが妥当と考えた。したがって、本ガイドラインでは、アクセプタンステストおよびコミッショニング時と同等のレベルである対処レベル 1 と、即座に治療中止もしくは限定的に使用などの判断を要する対処レベル 2 の 2 段階について、許容値を設定した。

2005 年のガイドラインでは1つの推奨値が示されているだけであるが、本ガイドラインでは可能な限り、各 QA 項目には、以下に定める対処レベル 1 と対処レベル 2 の 2 つの許容値とこれを逸脱したときの対処行動を示す。(図1参照)

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足することのできる数



9

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う修正する。

・対処レベル 2:即時対応レベル

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。治療チーム全体に対処を周知し、話し合う必要がある。

本ガイドラインで示されている許容値が達成できない場合、それに代わる治療装置の精度を各施設で決めることにより、達成している精度に応じた治療を行うようにする。また、今後作られる粒子線治療施設は本ガイドラインを参考に QA プログラムを策定することが望ましい。

本ガイドラインでは、粒子線治療の拡大法による治療装置の QA について記述するが、今後、治療計画装置ならびに、積層原体照射法およびスキニング法などのアクティブな照射法に関する QA についてもガイドラインをまとめる方針である。

2. 品質管理体制

施設内に医師、看護師、診療放射線技師、医学物理士で構成される粒子線治療の安全性に関する品質管理委員会(以下 QA 委員会)を組織し、その運営を担当する独立した部署を設置することが治療の質を保つために必要である。事故は思わぬ形で必ず起こるということを前提に、品質管理体制を病院内に構築し、QA 委員会の存在意義をすべての病院スタッフが認識できるように努めなくてはならない。

粒子線治療装置の物理・技術的 QA は粒子線治療に携わる医療スタッフの重要な役割の一つである。粒子線治療は、治療施設毎で装置の性能が異なることが多く、また新しい治療法の試みが頻繁に進められている分野である。したがって、粒子線治療では新規照射法などの安全性を検討していくことも重要であり、これは、粒子線治療業務に直接関わる委員だけではなく、治療の安全性を客観的に判断できる委員(他科・事務部門など)も参加し、透明性の高い組織で運営することが望ましい。特に、日常の QA 作業の内容を列挙し、いつ、どこで、誰が、どのように QA 作業を行ったかということを記録として残していくことが重要である。従って、QA 委員会の議事内容は、

- (1) QA プログラムの作成・承認
 - (2) QA 結果のまとめ
 - (3) 新規技術(新しい照射法の適用)の安全性、精度に関する承認
- の3点を含むべきである。

3. 粒子線治療の流れ

粒子線治療には以下の作業項目が必ず含まれる。

- 1) 粒子線治療の適応判断
- 2) 照射体位の決定、固定具作成
- 3) 治療計画 CT 画像等の撮影
- 4) 治療計画
 - 4-1) 標的・リスク臓器等の入力
 - 4-2) 線量分布等の計算
 - 4-3) 粒子線治療装置パラメータの出力
 - 4-4) 線量モニタ・カウント値の決定

- 4-5) 新患者測定
- 5) 装置の設定・照射
- 6) 照射録の保存

物理・技術的な QA では、2)～6)の作業において発生する誤差を検証し、適切なマージンを設定すること、およびこれらを継続的に確認することが求められる。

4. 照射体積と線量の定義

4.1 標的体積とマージン

腫瘍標的を論理的に整理して、いくつかの段階での標的の空間的広がり定義する必要がある。ICRU レポート 62[5]で、次のように定義されている。

標的体積

- Gross Tumor Volume (GTV) : 肉眼的腫瘍体積
- Clinical Target Volume (CTV) : 臨床標的体積
- Internal Target Volume (ITV) : 内部標的体積
- Planning Target Volume (PTV) : 計画標的体積

マージン

- Internal Margin (IM) : 内部マージン
- Set-up Margin (SM) : セットアップマージン

内部マージンは、CTV の生理学的な動きと、大きさ、形状、位置に関する変化を補償するために付加されるマージンであり、ITV は CTV に IM を付加した領域として定義される。[6]

セットアップマージンは、ビームと患者の位置関係の変化と不確定性を考慮したマージンであり、PTV は ITV にセットアップマージンを付加した領域として定義される。セットアップマージンは、例えば、患者位置決め誤差、装置の機械的な誤差などが考えられ、幾何学的形状やビーム方向を考慮して決められる。

一般的に、これらの誤差は偶然誤差と系統誤差に分けられる。偶然誤差は、各要素に対する誤差の大きさを評価し、それらの誤差が全く独立な事象として起こると仮定して、各要素の誤差の2乗和の平方根で推定できる。一方、系統誤差は、繰り返しのによって平均化されないため、取り除く工夫をして小さくしていく努力が必要となる。マージンの大きさは、幾何学的な距離として定義される場合と水等価厚に変換した後の距離から計算される場合があるので明確に区別して使用する。セットアップマージンの内、ラテラル方向のマージンは通常幾何学的な距離として設定され、飛程に起因するマージンは水等価厚での値から計算される。マージン部分の密度が隣接する CTV の密度と極端に異なる場合には注意が必要である。ITV からの等方的な距離でのマージン設定ではなく、深さ方向と垂直方向とに分け、水等価深で計算された深さ方向の到達距離と垂直方向の散乱ビームの到達距離を考慮したマージン設定を行う必要がある。また、内部マージンについても、幾何学的に設定するマージンと、動きに伴う飛程の変化を補償する方向に分けて対応する必要がある。

以上より、ICRU レポート 78[6]でも述べられているように、同じ CTV に対しても、ビームの方向によって設定されるマージンが異なるため、ビーム固有の PTV が設定され得る。治療計画では、誤差や位置ずれの要因やそれによる飛程の影響に応じて、幾何学的あるいは水等価距離でマージンを設定することや、飛程変化を補償するようにビームを設計するような対応が必要となる。

これまで、X 線や電子線での治療計画同様、粒子線治療においても、上記の ICRU レポート 62 [5]に従ったコンセプトに従ったターゲット設定により計画を作成することが主流であった。しかし近年になり、陽子線治療を中心に、PTV マージンを設定せず、臓器の動きや体厚の変化を含む外的要因による CTV 線量への影響を考慮した治療計画のロバストネス評価（ロバストプランニング）を行うコンセプトが普及しつつある[7]。本ガイドラインでは ICRU レポート 62 [5]に従った内容での記載を行ったが、今後、ロバストプランニングを含めたガイドラインの改訂が必要になると考えられる。

4.2 線量分布に関する QA パラメータ

粒子線治療においては、体内の標的に一様な線量を投与し、周囲の正常組織の線量が最小となるように治療装置を調節し、患者の CT 画像上に表された線量分布から、標的と正常組織に投与される線量を鑑みて治療計画を行う。実患者では体内標的の形状や体内の CT 値分布が複雑であるために治療装置パラメータ設定に様々な工夫が必要となる。一方、治療装置そのものの性能評価や治療装置 QA を議論する場合には、単純な幾何学的標的を想定し、装置が実現する線量分布に対して各種 QA パラメータを定義し、評価する方法が有効である。

通常の照射法では、治療に供給されるビームは、有限のサイズを持つ仮想線源の中心(仮想焦点)から発生されるものと近似される。この仮想線源のサイズを線源サイズとよび、仮想線源からアイソセンタ¹までの距離を Source to Axis Distance (SAD) と呼ぶ。ここで、基準条件の標的として仮想焦点を頂点に持つ四角錐に対し底面から、後述の Spread-out Bragg peak (SOBP)長だけ切り出した四角錐台を定義する。ここで、標的およびその周りの物質はすべて水とする。また、基準条件の標的の中心軸をビーム軸に一致させ、その標的長の中心の深さをアイソセンタとするように Source to Surface Distance (SSD) を決定する。図 4-1 に基準条件の標的の定義を図示する。

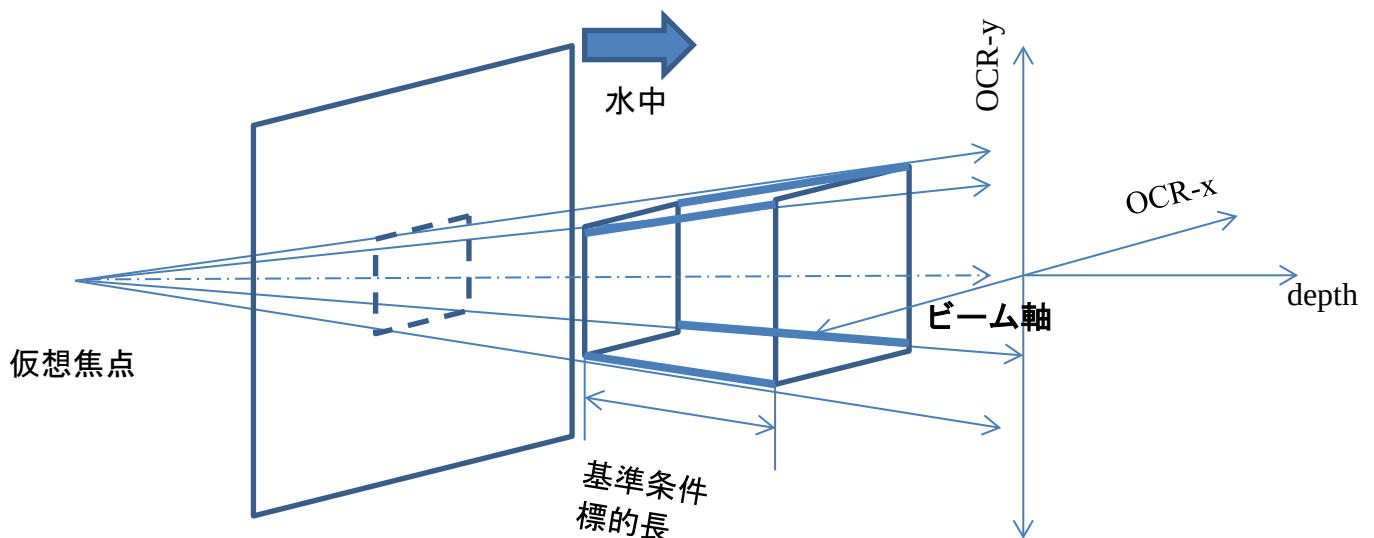


図 4-1: 基準条件における標的の定義

想定した基準条件標的を照射した結果の線量分布に対して QA パラメータを定義する。線量分布は、水中で測定することを原則とする。すなわち、深部線量百分率(Percentage Depth Dose; PDD)曲線や軸外線量比(OCR)分布は、水中で測定する。ただし、再現性を確認する場合には、固体ファントムを利用することも可能である。重粒子線の場合、物理線量分布ではなく、物理線量分布に Relative Biological Effectiveness (RBE) を乗じた臨床線量分布に対して QA パラメータの定義を行う。

一般に粒子線治療装置で基準条件の標的を照射する場合、調節する装置のパラメータは離散的な値を持ち必ずしも完全に基準条件標的に合致した線量分布を実現できるわけではない。むしろ、設計上の目標とする標的を基準条件標的に採用することが自然である。このように設定された基準条件標的に対して測定される実測値を QA パラメータとする。

照射機器パラメータを調節・設定する際には、基準条件標的内の線量が $\pm 3\%$ 以内の平坦度になるようにし、且つ基準条件標的外の線量が最小になるようにする。

¹ アイソセンタは、理想的には機械的な各回転駆動軸の交点で定義され、メカニカルアイソセンタは機械的な回転駆動軸の重心で定義される。[7]

4.2.1 深さ方向の線量分布を特徴づける QA パラメータ(図 4-2)

1. PDD 測定における 100%線量

中心軸上の最大の線量を 100%線量とする。

2. SOBP 長(94%線量長)

測定した線量分布に対して SOBP 入射側の 94%線量になる深さから SOBP 深部側の 94%線量になる深さまでの距離を SOBP 長とする。理想的には基準条件標的の厚さと SOBP 長は一致する。

3. 最大到達深度(飛程)

SOBP 深部側の 94%線量の深さを最大到達深度(飛程)とする。飛程の定義は、最大線量の後方の 90%線量とするなどが一般的だが、別途各施設で定義しても良い。

4. 最深部減弱長(Distal Fall Off)

深部線量分布において 80%線量レベルから 20%線量レベルまで減弱するまでの距離で定義する。重粒子線の場合には、核破碎反応により入射粒子以外の粒子(フラグメント粒子)からも線量が寄与される。Bragg ピークより深い領域での線量分布から推定される核破碎フラグメント粒子による線量寄与を差し引いた臨床線量分布で求める。

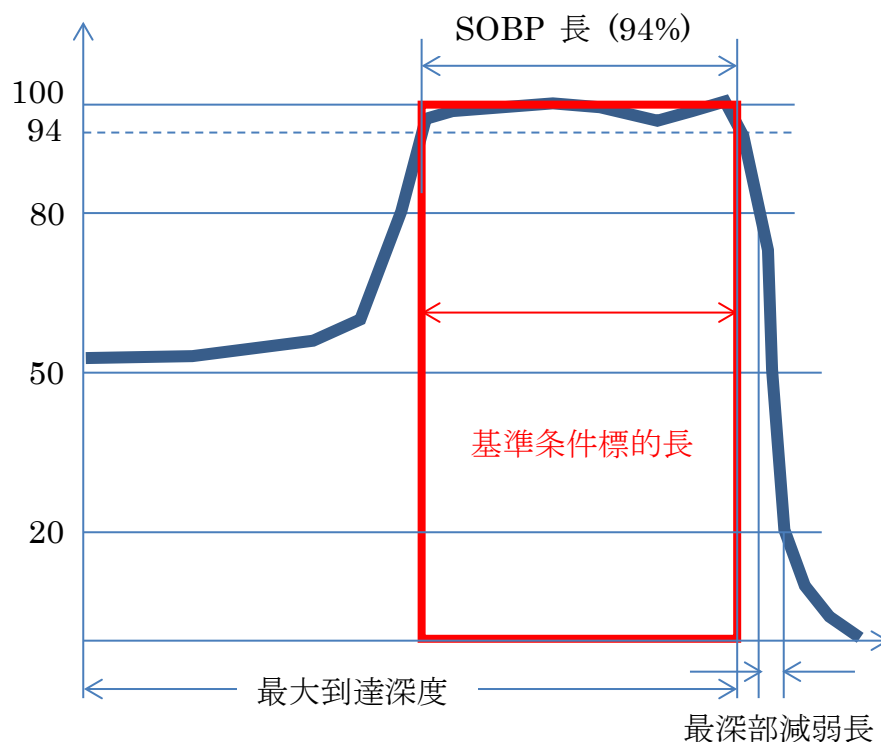


図 4-2: ビーム軸上の深部吸収線量分布における QA パラメータ

4.2.2 ビーム軸に垂直な平面内の線量分布を特徴づける QA パラメータ(図 4-3)

ビーム軸に垂直な平面内で QA 計画標的の中心の深さでの線量分布が平坦になるように散乱体厚などの粒子線治療装置のパラメータを調節する。コリメータの開度を調節して QA 計画標的に一致する照射野を作る。

1. OCR 測定における 100%線量

OCR 測定における中心軸上の線量を 100%線量とする。

2. 照射野サイズ

OCR 測定における 50%線量以上の領域として定義する。

3. 平坦領域

OCR 測定において、 $\pm 3\%$ 以内の線量変動を示す領域を平坦領域と定義する。基準条件標的の照射では、この平坦領域が QA 基準条件標的の標的幅に一致するように照射野形成パラメータおよびコリメータの開度を調節する。

4. ペナンプラ

OCR 線量分布において 80%線量から 20%線量まで減弱する距離で定義し $P_{80,20}$ と記述する。

5. 対称性(Lateral Symmetry; S_{lp})

$$S_{lp} = \left(\frac{D_1 - D_2}{D_1 + D_2} \right) \times 100$$

D_1 と D_2 はそれぞれ OCR 上で中心から左半分と右半分の線積分線量である。積分範囲は中心から線量が10%以下になる位置までとする。

6. 平坦度(Lateral flatness: F_{lp})

$$F_{lp} = \left(\frac{d_{lp \max} - d_{lp \min}}{d_{lp \max} + d_{lp \min}} \right) \times 100$$

$d_{lp \max}$ と $d_{lp \min}$ はそれぞれ標的幅内で測定した最大線量と最小線量である。

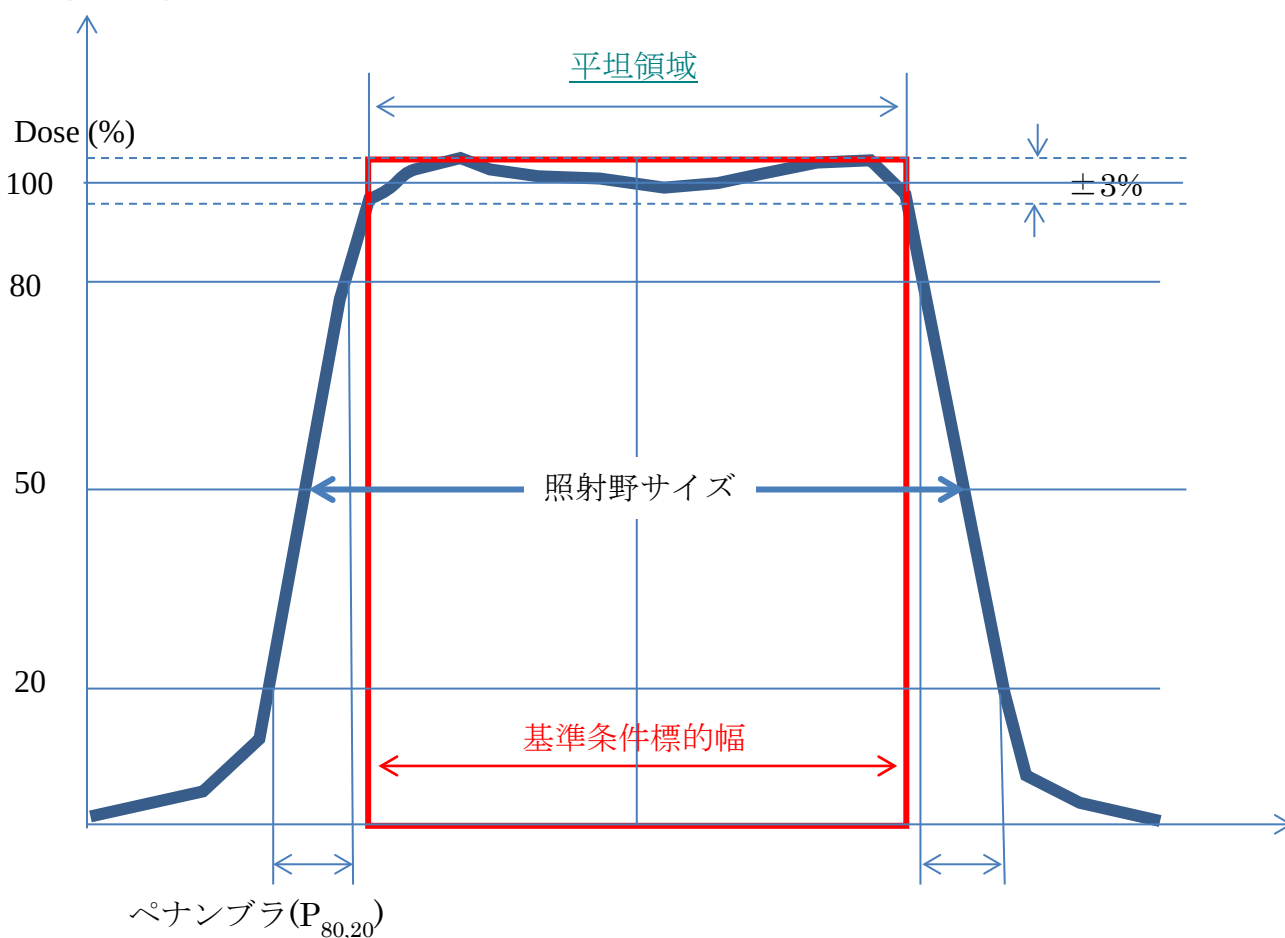


図 4-3: ビーム軸に直角な平面内の吸収線量分布における QA パラメータ

4.2.3 重粒子線治療の場合の QA パラメータの定義

臨床線量分布の導出には、線量だけではなく Linear Energy Transfer (LET)などの線質の同定が必要となる。現状では線質は計算で求めている。単色エネルギーの Bragg ピーク深度を基準として相対的深度から LET を求めることが最も精度が高い。LET が計算できれば対応する RBE を計算でき物理線量に RBE を乗じて臨床線量を求めることができる。

4.3 線量の表示

4.3.1 吸収線量と臨床線量

粒子線治療では、物理的な吸収線量に RBE を乗じて臨床線量を定義する。治療記録には、使用した RBE の値を明記するべきである。陽子線治療では、ICRU Report 78[6]に従い、深さによらず一定の RBE (1.1)を使用することが推奨される。重粒子線治療での RBE は、SOBP 内でも残飛程により異なり、臨床線量分布が SOBP 内で平坦になるように設計されていて、物理的吸収線量分布は平坦ではない。治療計画における RBE の計算には、Kanai ら[8]の耳下腺がん細胞の半経験モデル、Krämer と Scholz [9]の Local effect model、Inaniwa ら[10]の Modified microdosimetric kinetic model 等が用いられている。重粒子線治療の場合は、SOBP の中心での RBE 値と、吸収線量(単位 Gy)、臨床線量(単位 Gy(RBE))は単位も明記して記録しておくべきである。

4.3.2 処方線量

PTV あるいは CTV に対する DVH 表示において、たとえば $D_{95\%}$ (95%以上の体積に照射される線量)を 100%線量と定義し、処方線量とする方法があるが、PTV 内の1点の線量を処方線量とする考え方も多く採用されている。さらに、ビームごとに線量測定してモニタの校正を行うことが現時点では一般的であり、多くの施設で後者の方式が採用されている。

4.3.3 ICRU 基準点(ICRU Reference Point)

PTV 内の1点の線量を処方線量とする場合は、その点を ICRU 基準点[5]と定義する。ICRU 基準点は、PTV の中で、次の項目を満たす点として治療計画上で決定する。

- (1) 臨床的に関連がある点
- (2) 明確に定義できる点
- (3) 線量が正確に決定できる点
- (4) 線量が急激に変化する領域にはない点

4.3.4 患者線量校正点 (Patient Dose Calibration Point)と線量モニタ・カウント

患者に投与される線量は照射システムに装備されている線量モニタで制御され、線量モニタの出力はデジタル化されて線量モニタ・カウント(あるいは、単にモニタ・カウント)として扱われる。モニタ・カウントは ICRU 基準点の線量(患者への投与線量)に対して校正する必要がある。測定により校正する場合には、校正を 2 段階に分け、新たに水ファントム中に患者線量校正点を定義する。コリメータより上流の機器は治療時の機器設定とし、コリメータを含めた下流の機器設定は施設によって異なる。水ファントム中での患者線量校正点の線量と患者体内の ICRU 基準点の線量との関係は治療計画装置ないしは施設毎の方法で関連付けられている。患者線量校正点として補償フィルタをつけない設定での SOBP 中心を採用する施設が多い。

処方線量に対するモニタ設定値は、単位モニタ・カウント当たりの患者線量校正点の測定値 (Gy/count)に、患者線量校正の測定時と治療照射時の基準条件の基準点線量比、照射時の温度気圧補正係数、ガントリ角補正係数、RBE 値および患者線量校正点線量から ICRU 基準点線量への変換係数を考慮して算出される。

患者線量校正点での線量と ICRU 基準点の線量との関係は、治療計画の中で行われる。この関係は、モニタのカウント値とは無関係である。本ガイドラインでは、測定に関わる患者線量校正点でのモニタ・カウントあたりの線量を Gy/count を単位として記述する。また、治療計画上のモニタの単位として MU を使

用する。すなわち、基準条件での基準点に基準の線量だけ照射するモニタの値を 1 MU と定義する。基準条件あるいは患者線量校正点の定義は施設によって異なるが、モニタ・カウントと MU の定義を使い分けることが重要である。患者毎の MU の計算方法については多くの報告がある。[11-15]

(補足: MU とモニタ・カウント)

治療計画装置では、基準条件での線量分布(線源データ)が登録される。基準条件はビームエネルギーや SOBP 幅等の条件により一般的に複数存在し、多くの場合、基準条件での線量分布の測定値が線源データとして登録されている。ここでは、基準条件の基準点に対して、基準線量を与えるフルエンスの単位を MU と定義している。例えば、ある基準条件の線源データにおける SOBP 中心に対して、1 cGy の線量を与えるフルエンスを 1 MU とする。

患者線量校正条件における患者線量校正点での MU あたりの線量(cGy/MU)は、治療計画装置での計算あるいは施設毎の方法により求められる。同様に、治療条件における ICRU 基準点での MU あたりの線量(cGy/MU)も、治療計画装置での計算あるいは施設毎の方法により求められる。したがって、これらより、水ファントム中での患者線量校正点の線量と患者体内の ICRU 基準点線量との関係が求められる。

実際の装置では、各コースでの線量モニタ感度の個体差やフルエンスの違いなどを補正するために、一般的に治療照射を行うコースで患者線量校正条件にて測定を行い、線量モニタにおけるビーム通過単位であるモニタ・カウントあたりの患者線量校正点での線量(患者線量校正定数(Gy/count))が求められる。ここで求められた患者線量校正点でのモニタ・カウントあたりの線量と、上述の患者線量校正点と ICRU 基準点での線量の関係、および、既述の補正(測定時と照射時の基準点線量比、温度気圧補正など)から、ICRU 基準点での処方線量に対するモニタ・カウント値が算出される。これが実際の治療照射のプリセット値として用いられる。

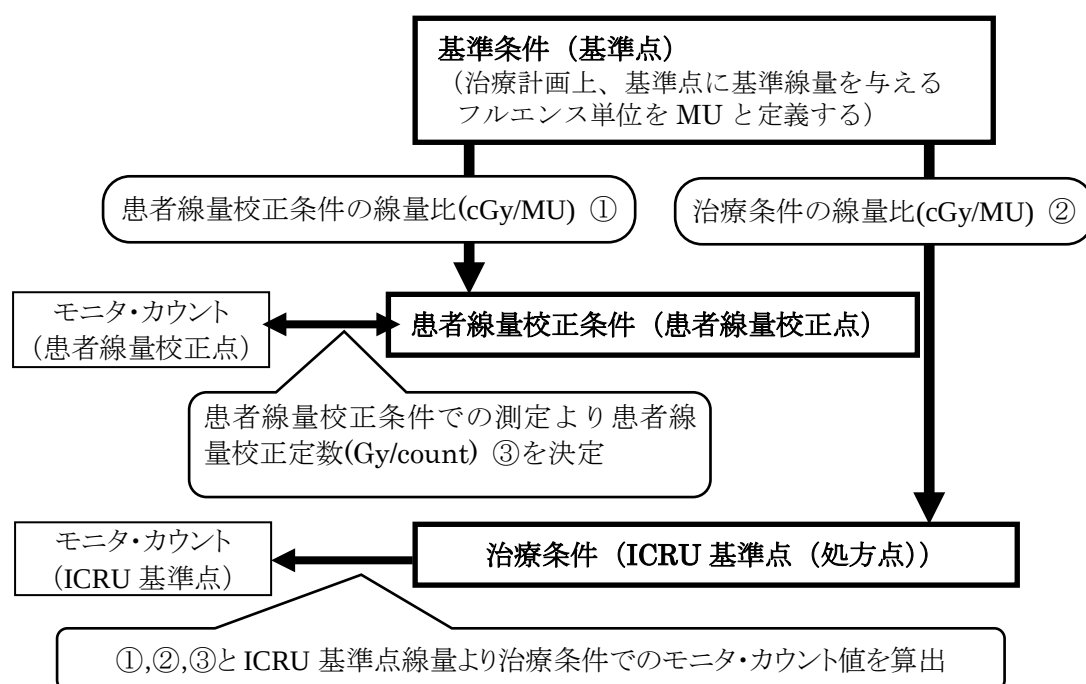


図 4-4 各条件とモニタ・カウントの関係

5. 粒子線治療の精度を保証する項目

粒子線治療装置の性能を考える上では、線量の絶対値の不確かさに結びつく量とマージンの設定に関連する量があることを認識すべきである。線量の不確かさは、偶然誤差ではなく、系統誤差に結びつくことが多い。これらの誤差は、明確に系統誤差と判断できない限り、偶然誤差として取り扱う。系統誤差の原因を明らかにしてシステムから取り除く努力をすることが QA において重要である。

5.1 基準条件標的の形成

粒子線治療装置の評価の基準として、単純化した基準条件標的の照射により形成された線量分布の精度を考える。測定した線量分布から4章で定義した QA パラメータの評価を行い、再現性などのチェックを行う。

5.2 線量計の校正

患者線量校正点での線量測定値を介して患者毎にモニタ・カウントを統一し、治療照射の MU 値を設定する場合、線量測定そのものの信頼性を確保することが必要である。線量計は毎日使用するもので、線量計の管理は特に重要である。日常に使用する施設内のフィールド線量計とリファレンス線量計との2種類の線量計を備えておくことが望ましい。通常の線量測定にはフィールド線量計を用い、それをリファレンス線量計により施設内で相互校正することが推奨される。線量測定に用いる温度計と気圧計についても、それぞれに付属されている説明書に従い定期的に校正する。

5.2.1 リファレンス線量計の校正

粒子線治療施設間の相互比較を治療への使用開始前に行うことが望ましい。リファレンス線量計の感度校正は標準計測法 12 [16]に基づき行う。

5.2.2 フィールド線量計の校正

X 線、 ^{60}Co ガンマ線または粒子線の場合でフィールド線量計をリファレンス線量計に対して少なくとも半年に一度校正するようにする。日々の使用による線量計の感度の劣化に注意し、その精度管理を適切に行わなければならない。

5.2.3 線量モニタシステム

線量モニタシステムは、独立した2系統の線量モニタと、照射野の平坦度を監視するモニタから構成される。2つの線量モニタから独立したビーム遮断信号が出力され、各々のビーム・シャッタに直接ハード的に接続されている必要がある。治療ビームがパルス的に照射され電離箱内でのイオン再結合が問題になる場合は、2次電子モニタなどビーム強度に対する直線性が保証されているモニタを1系統に入れることを推奨する。また、基準線量比の測定を定期的に行い、フィールド線量計の感度変化とモニタの感度変化を同時に相互チェックすることも推奨する。

回転ガントリを有する治療施設の場合は、一回の患者位置決めを行って数ポートの照射を行うことがある。その場合、ガントリ角度の違いによりモニタ校正値が異なれば補正する必要がある。

5.3 患者位置決め

5.3.1 座標系の合わせこみ

患者の位置決めは、直交する2式の X 線装置を使って、照射装置のビーム軸上に患者の PTV を所定の位置に設定する作業をいう。ビーム軸は、加速器から輸送され照射システムに入射されるビームの位置（照射システム上流での）とコリメータで作られる照射野の中心位置で決定される。照射システムのビーム軸と患者治療計画上のビーム軸を一致させるには、照射システムの座標軸の合わせこみと患者ごとの位置決め作業が必要である。

通常は以下の作業を順に行う。

- (1) 空間基準座標系とビーム軸とを一致させる。
- (2) 空間基準座標系と直交 2 門の X 線装置で決まる患者位置決めのための X 線系座標系を一致させる
- (3) 患者座標系を患者位置決めのための座標系にあわせこむ。

段階(1)や(2)の照射システムとしての誤差、および(3)の位置決め作業の誤差を評価し、セットアップマージンの大きさを決めることが必要である。回転ガントリの場合、一回の患者位置決めで一連の角度のビーム照射を行うことがあるので、ガントリ角度間の誤差の評価も必要である。

照射装置の空間基準座標系に対する精度は次のようになる。治療室などの空間的な座標系から加速器から輸送されるビームの中心軸を想定して決定する。通常、ビームは円錐状に発散する形になっているので、例えばコリメータ位置での位置誤差はアイソセンタ平面上では拡大してしまう。そのため、直線的な拡大が成立するとして位置誤差の大きさはアイソセンタ平面上で評価すべきである。X 線位置決め装置の場合も同様に位置誤差の評価はアイソセンタで行うこととする。

2 方向 X 線差画像を用いた患者位置決めでは、治療計画時に CT 画像から生成した幾何学的に等価な X 線画像 (Digitally Reconstructed Radiography; DRR) と、実際に照射位置で撮影した X 線画像を照合し、そのズレ量を補正するように治療台位置を調整する。照合は、参照画像と位置決め撮影画像との特徴点座標の比較・差分比較などのマニュアル的な操作、或いは画像間の自動比較などの方法で行う。ここでは計算値が示す目標に対して、各施設の評価基準内の精度で作業を終了させる。

患者の固定は、ガントリ照射、垂直固定臥位照射、水平固定臥位照射、水平固定座位照射などの照射形態によって大きく異なる。さらに、カプセルに患者を収納して回転させて照射する場合なども固定法は大きく異なる。なお、固定具や治療台の辺縁エッジが照射野に含まれると、それらと患者体位の位置ズレから、線量分布、特に飛程末端位置に影響する場合がある。そのため固定具作成時にはそれらが照射野に含まれないよう配慮して作成する。

5.3.2 画像の合わせこみ

患者の位置決め時に生じる誤差には、照射装置の座標と X 線の座標との差から生じる誤差の他に、照合すべき参照画像を治療計画用 CT から作る過程で生じる誤差がある。

治療計画参照画像: 比較する X 線位置決め系の、X 線焦点、アイソセンタ、投影面の幾何学的な配置と等価な DRR 画像を治療計画 CT から生成する。その際、DRR の分解能は、元になる 3 次元 CT データの Pixel Spacing、Slice Thickness 及び DRR 生成時の CT 値の補間法、投影軸に沿った計算ピッチに依存する。また必要に応じ (例; 骨格の強調)、CT 値に対する重み付けを行う場合がある。

X 線位置決め画像: 患者を位置決めするために撮影する直交する 2 方向の X 線位置決め画像をいう。受像系の画像は Image Intensifier (I.I.) で撮られたものであれば画像の辺縁ほど歪みがある。また地磁気の影響も受けやすい。近年では歪みを抑えられる Flat Panel Detector (FPD) が普及しつつある。

画像比較: 画像と X 線位置決め画像との比較では、I.I. の歪み、CT 画像からの画像再構成の歪み、撮影の原理の相違、患者固定状態の相違、体型や臓器形状の変化等により、完全に一致する画像は得られない。2 回目以降の画像比較では、1 回目以降に撮影された X 線位置決め画像を参照画像にして比較し、差し引き演算などで正確な画像比較が可能である。

5.4 治療寝台

治療寝台は、患者位置決め作業において、患者を空間座標系に対して相対的に移動させるのに使用する。位置決めを行った後に治療寝台を動かさずに照射する場合と位置決め後治療寝台の精度を信頼して治療寝台を移動させて照射する場合 (ノンコプラナ、パッチ等) がある。同室 CT などを用いた位置合わせによる治療を行う場合には、治療寝台の位置が治療精度に大きく影響するため、

予めその精度を評価しておく必要がある。

5.5 治療計画装置

治療計画装置では、CT 画像上で標的体積、並びに重要臓器を入力して、治療体積に均一に線量を集中させ、同時になるべく重要臓器に許容線量以上の線量が投与されない条件を満たす照射門を決定する。粒子線治療装置の設定、補償フィルタ・コリメータの出力、および体内での線量分布計算を行う。

5.5.1 CT 値の水等価厚変換

人体内の飛程・線量分布の計算には CT 値から水等価厚への変換が必要であり、これは通常様々な校正試料で構築された CT 値校正用（水等価厚変換校正用）ファントムの CT 値測定および水等価厚の測定または計算によって実験的に求める[17-19]。したがって、CT 値水等価厚変換精度を保つためには CT 値の校正・メンテナンスが必要不可欠である。

CT 値の水等価厚変換の精度を調べるには、水等価物質、肺等価物質、骨等価物質などの試料で構成されたファントムを用いる。ファントムを構成する物質の CT 撮影と水等価厚を直接測定することで、CT 画像から計算した場合の値との比較を行う。

CT 装置の導入時、X 線管や検出器の交換時などに、CT 値校正用ファントムを用いて、既知の測定値と CT 画像からの計算値の比較を行う。

5.5.2 線量分布計算

線量分布計算アルゴリズムには、Ray Tracing 法や Pencil Beam 法などがある。アルゴリズムにより粒子線の散乱の扱いに差異があり、軽い粒子線の場合ほど大きな相異をもたらす。したがって、使用するアルゴリズムの詳細および計算誤差について評価する必要がある。治療計画装置の導入時、アルゴリズムの変更時、新たな照射法の導入時などに、線量分布の測定値と計算値の比較を行わなければならない。測定においては、線量計の体積効果や設置方法、線量計を挿入するファントムの形状や材質など制限が多い。簡単な形状の物理ファントム中での線量分布を手計算やより正確な計算法と思われるモンテカルロ法と比較することなどで達成精度を評価することも併用する。

5.5.3 補償フィルタ・患者コリメータの製作

補償フィルタおよび患者コリメータは、治療計画装置からの出力をもとに数値制御工作機械により製作される。補償フィルタの製作精度はビーム終端部の線量分布に直接影響し、また患者コリメータの製作精度は、ビーム側方の線量分布に直接に影響する。補償フィルタや患者コリメータの切削精度は一般に非常に良く、線量分布の精度は主として線量計算の精度により決まる。しかし、急激に切削深の変化する場合などでは、切削精度が十分に得られないことがある。補償フィルタ・患者コリメータは、別途直接計測し、計測値と設計値の比較を行って確認することが推奨される。計測値と設計値との差は、補償フィルタの場合 ± 0.5 mm 未満、患者コリメータの場合 ± 0.3 mm 未満であることが求められる。ボラス素材の材質の密度に変化がないかを定期的に検査することを提唱する。（単位長さ当たりの水等価厚を測定）

5.6 呼吸性移動対策

体幹部、特に肺・肝臓などの治療では、呼吸性移動対策を行い、呼吸性臓器移動の影響を考慮して照射を行う[20]。呼吸性移動対策は、JASTRO の呼吸性移動対策ガイドライン[21]に記載された各種方法が存在するが、呼吸同期法では患者の呼吸信号は圧電素子や位置検出型の光検出器などを使って取得し、ある呼吸位相に制限した照射を行う。この場合は、治療計画 CT 画像の取得時においても実際の照射と同様に呼吸同期を行う。照射のタイミングは、呼吸波形信号にしきい値を設定し、呼吸波形信号がしきい値以下の場合にのみ照射が可能となるように決定する。なお、特定の位相でゲート信号を作る場合もある。粒子線治療に特徴的な問題として、ビーム飛程方向への標的の幾何学的変位、及びビーム経路中の密度の変化を、治療計画時に考慮しておく必要がある。

呼吸同期照射の誤差は、次に示す要素からなる。

- (1) 取得した呼吸波形と実際の臓器の動きとの相関に関する誤差
- (2) 参照画像を作る治療計画 CT 画像取得時の位相の不確かさ
- (3) 同期照射をする場合の呼吸波形しきい値の設定
- (4) 同期照射を設定した有限照射時間での臓器の移動

6. ビーム照射範囲の誤差評価

アクセプタンステストや日常の QA などを通じ、各施設においてはビーム照射範囲の誤差を把握し、治療に臨む必要がある。そしてこの誤差は治療計画時にセットアップマージンの量に反映されるべきである。一般に、照射範囲の誤差は、ビーム軸方向とビーム軸に垂直な面内では異なるため、セットアップマージンもそれぞれの方向で異なる値を使用するのが望ましい。

以下に、ビーム軸方向とビーム軸に垂直な面内での偶然誤差の伝播計算の例を示す。

＜ビーム進行方向の誤差＞

- ΔR : 水中の飛程の誤差
- ΔCT : CT 値から水等価厚の変換による誤差
- ΔF_1 : 補償フィルタの切削精度による深さ方向の誤差
- ΔF_2 : 補償フィルタ材質による誤差

このとき、深さ方向の誤差 (Δd) は以下のように計算される。

$$\Delta d = \sqrt{(\Delta R)^2 + (\Delta CT)^2 + (\Delta F_1)^2 + (\Delta F_2)^2}$$

ここで寄与の大きい誤差要因は、 ΔCT である。そのため、この値を算出する際の CT 値から水等価厚の変換誤差を 2%以内とすることを推奨する。

＜ビーム軸に垂直な面内の誤差＞

- ΔB : ビーム軸の誤差
- ΔC_1 : 補償フィルタの位置の誤差
- ΔC_2 : コリメータの位置の誤差
- ΔC_3 : 全照射角度に対するアイソセンタの誤差
- ΔX_1 : X 線ビーム軸の誤差
- ΔX_2 : X 線受像系軸の誤差
- ΔP : 位置決めアルゴリズムの精度
- ΔF_3 : 患者コリメータ切削精度

このとき、各誤差が互いに独立であると仮定すると、垂直な面内の誤差の期待値 (ΔW) は以下のように計算される。

$$\Delta W = \sqrt{(\Delta B)^2 + (\Delta C_1)^2 + (\Delta C_2)^2 + (\Delta C_3)^2 + (\Delta X_1)^2 + (\Delta X_2)^2 + (\Delta P)^2 + (\Delta F_3)^2}$$

7. 粒子線治療装置の保守管理

粒子線治療装置の精度を維持するためには、装置に対して定期的な保守管理が必要となる。この章では装置メーカーが関与して行うべき保守管理内容について述べる。もし粒子線治療装置の技術革新により、別の方法または自動的な制御で精度を確保できるようになれば、これらの内容は不要になることもある。

7.1 治療ビームの検査

治療ビームが、治療計画通りの核種、エネルギーであることは重要である。特に複数の治療室を持つ場合、ビーム特性の再現性が保証されることが必要である。このためには、日々の QA によりビーム特性が保証されていることを確認するとともに、ノズル内のビームモニタによって照射中にも随時監視し、規定値を外れた場合に直ちにビームを停止することが必要となる。また、ビームを治療室直前で確認する方法や、微少ビームを照射し、ビーム特性の確認をする方法もある。回転ガントリを使用した照射では、ガントリ角度によってビーム中心軸がずれたりビームの形が変化する場合がある。この場合も、ガントリに入射する前に調整して影響のないように確認していくことが必要である。

7.2 線量モニタシステムの検査

基準条件における深部線量分布測定または固定の点での線量測定を行い、MU 値に対する線量の変化・飛程の変化を検査する。これにより、加速している粒子が所定の核種であり所定のエネルギーであることを確認する。また、線量モニタおよびその他の粒子線治療装置機器が正常に動作していることを確認する。

7.3 照射野平坦度の検査

基準条件における SOBP 中心での横断線量分布をとる。この時の平坦度が所定の精度以内であることを確認する。これらの一様性に関する確認は施設毎に方法を確立しておく必要がある。粒子線治療装置には、常時照射野の平坦度を検査する機能を持つことが必要である。平坦な照射野が実現している時の平坦度モニタの再現性などで確認することができる。

7.4 ビーム及び位置決めアライメント

固定ポートの場合と回転ガントリの場合とでは、確認方法が異なる。以下に方法の一例を示す。

固定ポートの場合：

拡大ビームによる照射を行う場合には、ビーム軸は最終的にはビーム拡大焦点と補償フィルタやコリメータの位置で決まる。したがって、このビーム軸と患者位置決めを行う X 線系のアライメントを行えば良い。補償フィルタ・ホルダー、コリメータ・ホルダーを所定の位置に装着し、ビームによる照射と X 線による照射の 2 重曝射を行う。各々の照射野中心の差を X 線フィルム上で測定する。ビームの中心軸は粒子線治療装置に固定されたクロスワイヤの X 線画像上の位置により判断できる。

位置決めは FPD または II 管で行われることが多い。受像機を中心は X 線軸の中心に設定されていなければならない。トランジットなどで幾何学的なビームラインに設置された十字ラインを X 線で曝射しその影を中心とする。

回転ガントリの場合：

回転ガントリの場合、ガントリ内に X 線管が装備されていて 0° 、 90° で固定ポートの場合と同じように 2 重曝射できる場合は同じ方法で X 線の軸とビームの軸を確認することができる。独立に確認する必要がある場合は、空間に固定した座標系のアイソセンタにフィルムシステムを置き、X 線あるいはビームを照射してアイソセンタからのビームおよびコリメータなどの誤差を直接測定する。(例えばアイソセンタに置いた球のビームおよび X 線に対する影およびコリメータの影を測定する)

7.5 呼吸同期装置の動作

呼吸同期のタイミングは、治療計画に使用した画像取得時と同じである必要がある。呼吸同期のタイミング、同期レベル調整をなるべく再現するように行い、確実に呼吸同期照射が行われることを確認する。

7.6 線量計算

線量計算精度の確認はアクセプタンステスト時や治療計画の更新時には必ず行うが、定期的に確認す

ることも重要である。この確認には 2 つのレベルに分けることができる。一つは、線量計算の基準となる標準照射体積に対する計算または登録データの確認・比較であり、もう一つは不均質媒質中または補償フィルタありでの計算の確認である。

(1) 標準照射体積での確認(補償フィルタ無し)

水ファントムを用いて、患者コリメータとマルチリーフコリメータのそれぞれについて、以下の条件の組み合わせで行う。

- ① 標準照射体積で照射野サイズと SOBP 幅は、使用される範囲のなかで標準的な条件、極端に大きい条件、極端に小さい条件の 3 通りとする。
- ② ビームエネルギーは使用エネルギーの全て、レンジシフタの値は各エネルギーについて大・中・小の 3 通り。
- ③ 回転ガントリの場合は、 0° と 90° の 2 方向について。

(2) 治療を模擬したビーム(補償フィルタ有り)

- ① 水ファントム中に水と異なる CT 値を持つ物質(肺等価および骨等価)を入れて、適当な標的を設定し、治療計画を行う。
- ② 治療計画にもとづき補償フィルタや患者コリメータを製作する。
- ③ 標的は幾何学的な形状とする。

線量分布の測定は、少なくとも、アイソセンタを含む CT スライス面内で深さ方向およびアイソセンタを通りそれと直角方向について行う。

8. 装置 QA 項目と許容値

この章では、メーカーが関与する保守管理以外に、装置ユーザが主体的に行うべき QA 項目について述べる。本ガイドラインで実施を推奨する装置 QA 項目は、以下の 5 つのカテゴリーに分類した。

- ①線量系 : 治療ビームの出力管理に関する項目
- ②幾何学系 : 装置や患者の位置合わせ、照射野形成などに関する項目
- ③位置照合系 : 患者位置合わせの際に使用する画像装置に関する項目
- ④呼吸同期系 : 呼吸同期を行う際に実施が必要となる項目
- ⑤安全装置系 : インターロックなど安全装置の項目

本章では上記の項目ごとに、頻度別で QA 項目に関する解説と許容値を示す。許容値は、1.1 章で述べた調査レベルと即時対応レベルに対応する値の 2 つを示した。但し、本書はあくまでガイドラインであるので、一般的な項目のみ記載することとする。実際の具体的な測定方法、頻度、許容値、対処方法は、最終的に各施設で決めるべきであり、各施設の医学物理士を中心とする医療スタッフが、粒子線治療装置の性能や、治療に求められる精度を理解した上で、その施設に適合した QA プログラムを作成して運用していく必要がある。[22,23]

QA プログラムの策定にあたり、それぞれの保守管理項目と照らし合わせて、必要に応じて QA 項目を追加したり、頻度を上げたり、許容値を厳しくする。また、十分検討して優先度が低いと判断された項目については頻度を下げても構わない。

許容値と測定値の測定精度に関し、一般的にある許容値に入っているかどうかを調べるには、その許容値の半分以下の測定精度が求められる。また、重粒子線の QA に関しては、物理的な吸収線量のみを対象とする。この章に示す許容値は、±の数値を意味する。例えば、許容値が 1%で、ベースラインとの差を比較する場合、測定値を m 、ベースライン値を B として、その誤差量 d を以下のように計算する。

$$d = \left(1 - \frac{m}{B}\right) \times 100\%$$

この d 値が $\pm 1\%$ 以内であれば合格と判定する。もし繰り返し測定した場合は測定値の平均で判定する。

8.1 線量系

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%
	副線量モニタの定常性	2%	1%
月 毎	出力の定常性	2%	1%
	軸外線量比の定常性	1%	0.5%
	飛程の定常性	1 mm	0.5 mm
年 毎	平坦度の変化	1%	0.5%
	対称性の変化	2%	1%
	モニタ線量計の校正	1%	0.5%
	モニタの直線性	2%	0.5%
	出力定常性の線量率依存性	2%	0.5%
	出力定常性のガントリ角度依存性	1%	0.5%
	軸外線量比定常性のガントリ角度依存性	1%	0.5%
	深部線量百分率(PDD)の測定 ベースラインとの差	2%	1%
	SOBP 内の平坦度(絶対値)		3%

8.1.1 日毎の項目

・出力の定常性

日常測定条件²において、フィールド線量計出力と線量モニタ・カウント数との比(Gy/count)を測定し、前回のモニタ線量計の校正時の測定結果との違いが許容値以内であることを確認する。

・副線量モニタの定常性

日常測定条件において、フィールド線量計出力と副線量モニタ・カウント数との比(Gy/count)を測定し、前回のモニタ線量計の校正時の測定値との違いが許容値以内であることを確認する。

8.1.2 月毎の項目

・出力の定常性

²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、ビームエネルギー、SOBP 幅、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[16]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。

治療での使用頻度の高いエネルギーの代表的ビーム測定条件において、フィールド線量計出力と線量モニタ・カウント数との比(Gy/count)を測定し、前回の測定結果との違いが許容値以内であることを確認する。日常測定条件より多くのビーム測定条件について、より精度良く測定することが望ましい。

- 軸外線量比の定常性

日常測定条件において、校正深でビーム軸と垂直な平面上の照射野内の軸外線量比(OCR)を 4 点以上測定し、各測定点の差の平均値が許容値以内であることを確認する。軸外線量比とは、ある位置の線量を同じ深度のビーム軸上の線量で除した値で定義する。

- 飛程の定常性

治療に使用する全ビームエネルギーにおいて、ペンシルビームまたは代表的なビーム条件の飛程を測定して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。電離箱の深度を調整できる水ファントムで深部線量分布を測定することが望ましいが、深さ方向にイメージングプレートを照射する方法[24]や、いくつかの深度での線量測定で飛程を推定する方法でもよい。

8.1.3 年毎の項目

- 平坦度の変化

日常測定条件において、X 軸と Y 軸に対する OCR を測定し、それらの平坦度と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。電離箱を 2 次元的に走査して測定することが望ましいが、2 次元検出器やイメージングプレートによる測定でもよい。併せて平坦度モニタの健全性を確認することが望ましい。

- 対称性の変化

日常測定条件において、X 軸と Y 軸に対する OCR を測定し、それらの対称性と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。電離箱を 2 次元的に走査して測定することが望ましいが、2 次元検出器やイメージングプレートによる測定でもよい。

- モニタ線量計の校正

日常測定条件において、標準計測法 12 [16]に従って水吸収線量の絶対値を測定し、ベースラインとの差が許容値以内であることを確認し、許容値を超えている場合にはモニタ線量計の校正定数の修正を検討する。

- モニタの直線性

日常測定条件において、フィールド線量計出力と線量モニタ・カウント数との比(Gy/count)の線量モニタ・カウントに対する依存性を測定し、その変化が 1 回治療照射の線量範囲で許容値以内であることを確認する。

- 出力定常性の線量率依存性

日常測定条件において、治療時と異なる線量率(調整可能な範囲で構わない)にして、フィールド線量計出力と線量モニタ・カウントとの比(Gy/count)を測定し、治療時の線量率での測定値との差が許容値以内であることを確認する。

- 出力定常性のガントリ角度依存性

日常測定条件と同等な条件において、主要なガントリ角度(4 角度以上)で線量測定を行い、各ガントリ角度で設定した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。

- 軸外線量比定常性のガントリ角度依存性

日常測定条件と同等な条件において、主要なガントリ角度(4 角度以上)のそれぞれで、「軸外線量比の

定常性」の項目と同様に照射野内の軸外線量比を4点以上測定し、各測定点の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。

・深部線量百分率(PDD)の測定

治療に使用する代表的なビーム条件において、深部線量百分率(PDD)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る。飛程付近は陽子線の場合は1mm、重粒子線の場合は0.5mm以内のピッチで測定を行う。レンジシフトの水等価厚も含めて確認することが望ましい。

・SOBP 内の平坦度(絶対値)

治療に使用する代表的なビーム条件において SOBP 内の OCR を測定し、平坦度の絶対値が許容値以内であることを確認する。

8.2 幾何学系

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	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°
	クロスワイヤ中心位置	1 mm	0.5 mm
	治療台の位置表示 : 平行移動 : 回転角度	1 mm 1°	0.5 mm 0.5°
	補償フィルタ位置	1 mm	0.5 mm
	患者コリメータ位置	1 mm	0.5 mm
	コリメータ角度表示	1°	0.5°
年毎	ビームアイソセンタ位置	2 mm	1 mm
	ビーム中心とメカニカルアイソセンタの一致	2 mm	1 mm
	ビーム中心と X 線画像中心の一致	2 mm	1.5 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
	SOBP フィルタの外観	異常なし	
	レンジシフトの外観	異常なし	
	スノート位置	2 mm	1 mm
	クロスワイヤ中心位置(建屋基準)	1 mm	0.5 mm

8.2.1 日毎の項目

・レーザ位置

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合、それらの間に相違がないかも確認する。

・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。直接測定するのが困難であれば、光照射野やX線画像などで間接的に確認してもよい。

8.2.2 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。

・クロスワイヤ中心位置

レーザ中心とクロスワイヤ中心の誤差が許容値以内であることを確認する。コリメータを回転させ、クロスワイヤ中心が偏心していないことを確認する。ただし、年に1度は、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、クロスワイヤ中心位置を確認することが望ましい。

・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。

・補償フィルタ位置

補償フィルタの取り付け位置が許容値以内であることを確認する。中心付近に目盛りや印のついた補償フィルタの代替物等を使用して光学的に測定してもよい。

・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してもよい。

・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。

8.2.3 年毎の項目

・ビームアイソセンタ位置

ビームアイソセンタ(粒子線における Radiation isocenter[7]に相当するもの)と建屋を基準としたベースライン位置との関係を直接的あるいは間接的に測定し、ベースライン位置との距離が許容値以内であることを確認する。例えば、X線フィルムを用いてガントリ回転とコリメータ回転によるスターショットをそれぞれ行い、交点の重心位置をビームアイソセンタとする。レーザ中心とベースライン位置との位置関係が分かれば、X線フィルム上でビームアイソセンタとベースライン位置の距離を測定できる。

・ビーム中心とメカニカルアイソセンタの一致

ビーム中心(コリメータによって作られる照射野の中心)とメカニカルアイソセンタ(建屋またはガントリ回転駆動軸の機械的な中心位置)との距離が許容値以内であることを確認する。例えば、アイソセンタ付近に建屋に対して固定された金属球などの基準物を置き、ガントリやスノートに固定された変位センサやカメラ等を用いて、ガントリを回転させたときのメカニカルアイソセンタと基準物との位置関係を測定する。一方、ビーム中心と基準物の位置関係は、代表的なガントリ角度で、X線フィルムや線量分布測定器等を用いて測定する。

・ビーム中心とX線画像中心の一致

ビーム中心(コリメータによって作られる照射野の中心)とX線画像中心との距離が許容値以内であることを、直接的または間接的に確認する。例えば、金属球等をX線画像中心に設置し、ビームが作る線量分布内の金属球の影の中心位置とビーム中心の位置関係を直接的に測定する。直接的測定が困難であれば

レーザ等を介在させて、レーザ中心に対するビーム中心位置と、レーザ中心に対する X 線画像中心位置のそれぞれの位置関係から算出する。

・治療台のアイソセンタ位置

位置合わせ時にアイソセンタにおいた標的位置に対して、ノンコプラナ照射などを想定し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。治療台に設置した目標物の位置とレーザ等の関係から相対的移動量を測定する。

・治療台のたわみ

日本工業規格 JIS Z-4714[25]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治療台に載せ、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との差が許容値以内であることを確認する。

・治療台の最大移動距離

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。最大移動位置と建屋側の印の関係を測定する。

・SOBP フィルタの外観

全ての SOBP フィルタ(レンジモジュレータ)について歪みや傷が無いことを目視で確認する。フィルタの 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。

・レンジシフタの外観

歪みや傷が無いことを目視で確認する。規定位置に設置されているかを確認する。

・スノート位置定規、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容値以内で一致することを確認する。

・クロスワイヤ中心位置(建屋基準)

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、クロスワイヤ中心との誤差が許容値以内であることを確認する。

8.3 位置照合系

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
年 毎	画像の歪み補正	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	
--	-------	-----------------	--

8.3.1 日毎の項目

・X 線画像表示座標

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あることを確認する。また、X 線画像表示画面の座標軸が傾いていないことを確認する。

・X 線画像中心とレーザの中心との一致

金属球の中心または金属ワイヤー交点をレーザの中心に一致させて設置し、X 線画像中心との誤差が許容値以内であることを確認する。ただし年に 1 度は、建屋やガントリに対する X 線画像中心の位置精度を正確に把握する。

8.3.2 月毎の項目

・目盛りの精度

決まった間隔で金属球また金属ワイヤーを設置して X 線画像を撮影し、画面上で測定し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。

8.3.3 年毎の項目

・画像の歪み補正

I.I.管を用いた X 線位置決め画像装置の場合、歪み測定用の器具(グリッド型のワイヤーなど)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。

・画質の確認

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いことを確認する。

・X 線線質確認

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る。

・被ばく線量

直交 2 門の X 線装置を使用している場合は、入射表面線量の測定[26]を行うなどして、ベースラインとの差が小さいことを確認する。

8.4 呼吸同期系

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	動作確認	
	室内呼吸モニタシステム	動作確認	
	ゲートのインターロック	動作確認	
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	動作確認

8.4.1 月毎の項目

・ビーム出力の定常性

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／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。

・呼吸位相振幅によるビーム制御

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とする。

・室内呼吸モニタシステム

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。

ゲートのインターロック

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なることを確認する。

8.4.2 年毎の項目

・飛程の定常性

呼吸同期モードのビームの飛程が通常(非同期)モードと一致することを確認する。
確認方法は通常モードの飛程確認方法に準じる。

・ゲートオン／オフとビームオン／オフの時間精度³

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。リッジフィルタの場合はビームオンについては重要度が低いことから、許容値を規定しなくてもよいが、3次元的な照射野形成方法（レンジモジュレーションホイール、ワブリング周波数、らせんワブリングなどのビーム走査方法）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、施設の機器に応じて許容値を設定する必要がある。

・位相/振幅ゲートオンの時間精度^{3,4}

模擬波形の位相／振幅から、ゲートオン信号が出力さ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。

・位相/振幅の代用物の校正^{3,4}

代用物の変化（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（変位、時間）が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形を得たとき、ファントムの動きと波形の振幅やタイ

³ 基準値は絶対的なものではなく、施設毎に(site-specific & technique-specific)このような特性を把握したうえで、それらを考慮して治療計画や治療を行うことが重要と思われる。

⁴ 「100 ms」の時間精度は、動きのスピードが 20 mm/s を超えないという仮定から、結果として 2 mm の位置精度を想定したものとなっている。[3]

ミングが再現することを確認する。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)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きと波形と一緒に動画撮影する、ファントムの動きに相当する波形と出力された呼吸波形をオシロスコープで測定する方法により確認する。ただし、測定方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。

・インターロック試験³

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。

8.5 安全装置系

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

8.5.1 日毎の項目

・扉インターロック

ドアが開いた状態でビームが出ないことを確認する。

・扉閉中の安全性

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。

・音声画像モニタ

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。

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 ON にし、室内を目視確認。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。

・放射線エリアモニタ

治療室内の放射線エリアモニタの動作確認を行う。

・ビームオン表示

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。

- スノートの衝突インターロック
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。
- X 線装置の衝突インターロック
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。
- 患者用コールボタン
患者用コールボタンを押して動作確認を行う。

8.5.2 年毎の項目

- 緊急停止機構の動作確認
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。

9. おわりに

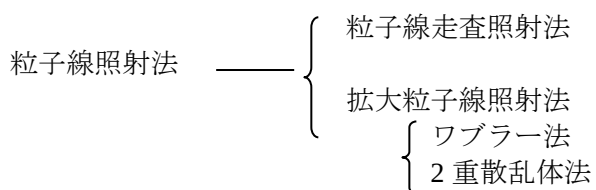
粒子線治療は、X 線では治療の難しい難治性がんにも適応できる治療技術であるが、まだまだ改良や発展する余地のある治療方法である。また、粒子線治療装置の種類も多様であるため、全施設で統一的な粒子線治療装置の QA 方法を構築することは困難である。本 QA ガイドラインはあくまで一般的な方向性を示すものであり、各施設に適合した QA 方法を作成する際の参考資料として利用していただければ幸いである。

付録

A 粒子線治療装置の各部名称

陽子線治療装置や重粒子線治療装置は外部粒子線治療装置（外部放射線治療装置）の一種であり、Bragg ピークを形成する高エネルギーの陽子線や重粒子線を利用することがその特徴となっている。陽子線・重粒子線治療装置（以下「粒子線治療装置」と表記）は概ね、陽子線あるいは重粒子線（以下総称して「粒子線」と表記）を生成・加速・輸送を行なう加速器（粒子加速器；従来の外部粒子線治療装置における放射線発生部に相当）と、供給された粒子線を整形して治療患者毎に適合する照射野形成を行なう照射系（Irradiation System；従来の粒子線治療装置における照射ヘッドに相当）、その他によって構成されている。これが普及化しつつある理由のひとつは加速器技術の急速な開発の進展によるところが大きい。加速器に関しては本書の範囲を超えるためここでは扱わない。本書で主に扱うそれ以外の要素（照射系その他；以下総称して単に「照射系」と表記）についても、現在でも発展途上にありまだ成熟していない。したがって、その構成要素を統一して記述することは困難で、その原因の一端は各粒子線治療装置の照射系がどういう粒子線照射法を採用しているかにもよる。表 A-1 に分類するように、照射法においても様々の方法があり、統一化することは出来ない。

表 A-1 粒子線照射法の分類



わが国においては、照射野の形成に関して加速器から供給される細いビームを散乱体などで必要な大きさまで均等に拡げる手法である拡大粒子線照射法が主に行われていて、この目的で主に使用される照射野形成機器の違いから大きく分けてワブラー法・2重散乱体法の二つの手法があるが、これらはどちらも実現されている。このガイドラインでは拡大粒子線照射法のみを取り上げるので、各部名称もそのための照射系のものとする。

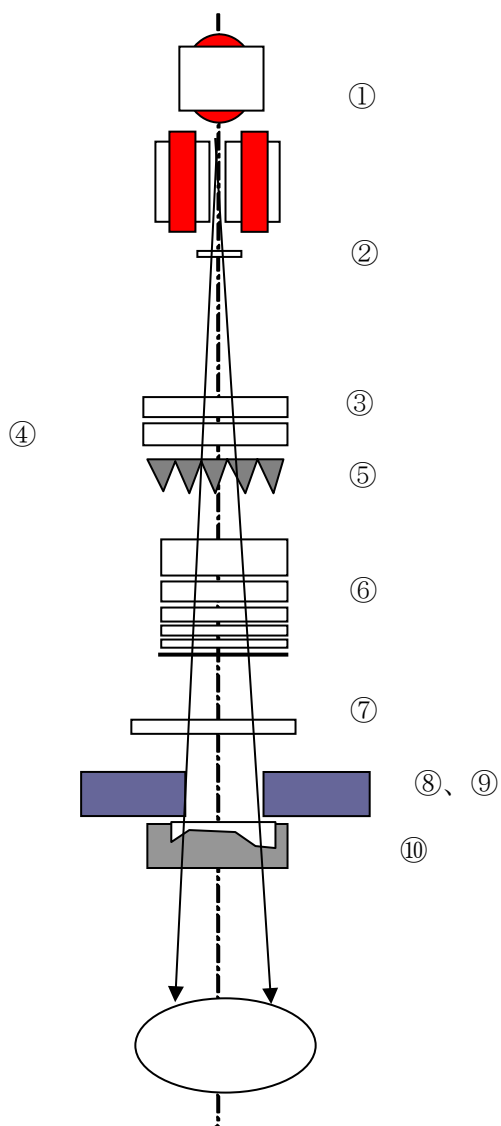
装置の各部分の名称は統一されておらず、各施設で固有な名称が適用されている。また、同じ役割を負う装置でもその実現方法の違いにより呼び方が異なる場合がある。さらに、X線治療の場合と同じ装置でも呼び方が異なる場合もある。図 A-1 に、粒子線治療装置の各部分の基本的な役割を示す。図中の装置構成は、ワブラー法については放射線医学総合研究所 HIMAC をモデルにし、2重散乱体法は現存施設の状況を参考にしてそれから仮想的に構成し直したものである。現実の装置はこれと異なる場合がある。また、表 A-2 に各々の部分における名称を列挙する。

表 A-2 粒子線治療装置（照射系）の各構成要素の名称

粒子線拡大部		Beam spreading	
細い粒子線を進行方向に直角の方向に拡大する		Laterally spreading a narrow beam	
ワブラー法		Wobbler Method	
	散乱した粒子線を照射位置で円形に走査して平坦な照射野を得る方法		Scan a scattered beam circular at irradiation site for making uniform field
	走査電磁石		Scanning Magnets
	散乱体		Scatterer
2重散乱体法		Double Scatterer Method	
	散乱した粒子線の中心部分をより散乱させたり遮断させたりして照射位置で平坦な照射野を得る方法		Scattering central part of a scattered beam more than peripheral part or blocking the central part for making uniform field
	第1散乱体		First scatterer
	第2散乱体		Second scatterer
飛程変調		Range modulation	
	拡大ブラッグピーク		Spread-out Bragg peak (SOBP)
	リッジフィルタ		Ridge filter
	回転型飛程変調器		Range modulation wheel
	屋根状の吸収体を指す		Ridge shaped absorbers to make SOBP
飛程調整部		Energy degrading	
患者内での粒子線の飛程を調整する		Adjust residual range of particle radiation in patient	
	レンジシフタ		Range Shifter
	デグレーダ		Energy degrader
スノート		Snout	
照射野形状形成部		Field formation	
粒子線の照射野形状を（ターゲットに合うように）形成する		Form radiation field	
	マルチリーフコリメータ		Multileaf collimator
	患者コリメータ		Aperture
飛程補償		Range compensation	
患者内ターゲットの形に線量を与えるためにターゲットの奥の部分の形を整える		Adjusting 3-dimensional shape of distal part of dose distribution	
	補償フィルタ		Range compensator
線量監視		Dose monitor	
照射線量を監視し照射線量を制御する。また、照射野の平坦度を監視する。		Monitor and control irradiation dose on patient. Monitor uniformity of irradiation field.	
	正線量モニタ		Main monitor
	副線量モニタ		Sub monitor
	平坦度モニタ		Flatness monitor
	ビーム軸モニタ		Beam axis monitor
患者位置決め		Patient positioning	
患者を治療台上に正確に位置決めして設置する。		Setting a patient accurately according to treatment planning	
	X線管		X-ray tube

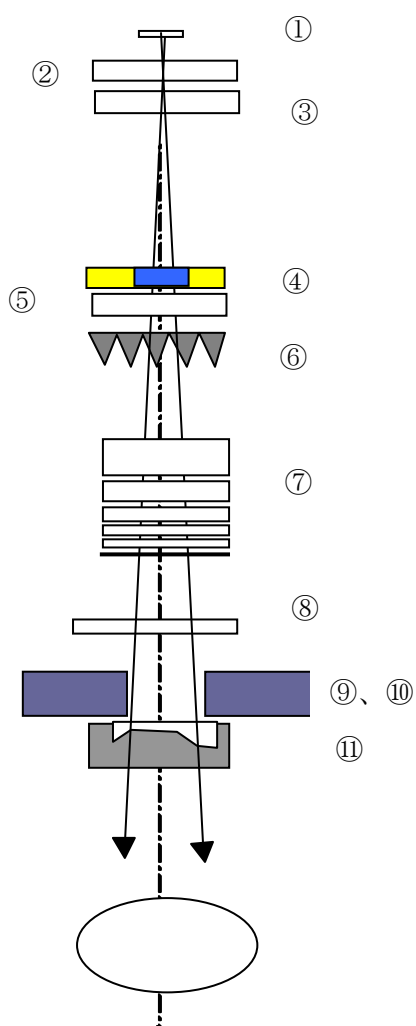
	I.I.管		Image intensifier
	フラットパネルディテクタ		Flat panel detector (FPD)
	レーザ・ポインタ、レーザ・マーカ		Laser pointer, Laser marker
	光照射野		Light field-indicator
	治療台		Patient couch

図 A-1 a) ワブラー法 Wobbler Method



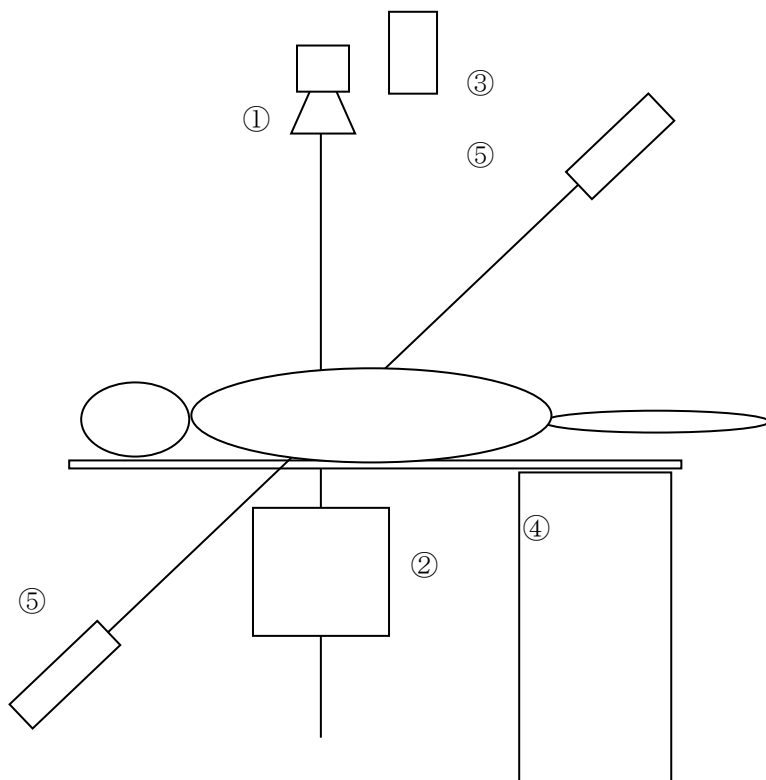
①	Wobbler Magnets	ワブラー電磁石
	Scanning Magnet	走査電磁石
②	Scatterer	散乱体
③	Main Monitor	正線量モニタ (主線量モニタ)
④	Sub Monitor	副線量モニタ
⑤	Ridge Filter	リッジフィルタ
⑥	Range Shifter	レンジシフタ
⑦	Flatness Monitor	平坦度モニタ
⑧	Multileaf Collimator	マルチリーフコリメータ (多分割絞り)
⑨	Patient Collimator	患者コリメータ
⑩	Compensator	補償フィルタ

図 A-1 b) 2重散乱体法 Double Scatterer Method



①	First Scatterer	第 1 散乱体
②	Main Monitor	正線量モニタ (主線量モニタ)
③	Sub Monitor	副線量モニタ
④	Second Scatterer	第 2 散乱体
⑤	Beam Axis Monitor	ビーム軸モニタ
⑥	Ridge Filter	リッジフィルタ
⑦	Range Shifter	レンジシフタ
⑧	Flatness Monitor	平坦度モニタ
⑨	Multileaf Collimator	マルチリーフコリメータ (多分割絞り)
⑩	Patient Collimator	患者コリメータ
⑪	Compensator	補償フィルタ

図 A-2 位置決め機器 (概念図)



①	X-ray Tube	X 線管
②	Image Intensifier/FPD	I.I.管/フラットパネル検出器
③	Light field-indicator	光照射野
④	Patient Couch	治療寝台
⑤	Laser Pointer	レーザ・ポインタ

B 粒子線治療装置の座標系

粒子線治療装置の座標系は基本的に IEC 規格に準じる。

IEC 規格では、空間（治療室）に固定された基準座標系（空間座標系）を出発点にして、装置の各構成要素につき種々の座標系の定義が体系付けられており、患者画像から治療計画やシミュレーション、位置決め、粒子線治療装置各部設定の関係が、整合性を保ちながら運用できる国際標準となっている。表 B-1 に IEC 規格で定義される主な座標系を示した。

表 B-1 IEC 規格で定義される主な座標系

記号	英語名称	和訳
f	Fixed reference system	空間基準座標系
g	Gantry system	ガントリ座標系
b	Beam Limiting Device system	コリメータ座標系
w	Wedge Filter system	ウェッジフィルタ座標系
s	Patient Support system	患者支持座標系
e	Table top eccentric rotation system	エキセントリック座標系
f	Table top system	天板座標系
p	Patient system	(IEC) 患者座標系

粒子線治療装置においても、同様に IEC 規格に準拠すべきであることに変わりはない。但し、一般の外部照射装置にない特徴として、固定ビームラインによる治療室の存在がある。そこで、空間基準座標系、ガントリ座標系について具体的に IEC 規格の定義を記述し、また、各々について固定ビームラインによる治療室への適用例を紹介する。両座標系が定まるとビーム軸に対する種々の座標系を一意的に決定することが出来る。

B-1 空間基準座標系 (X_f, Y_f, Z_f)

回転ガントリ照射システム

空間（治療室）に固定された座標系であり、IEC で規定される全ての座標系の基準系である。

Y_f : ガントリスプール（ガントリ躯体の回転軸）の向き

Z_f : 鉛直上向き

X_f : (他の軸と直交し、右手系をなす向き)

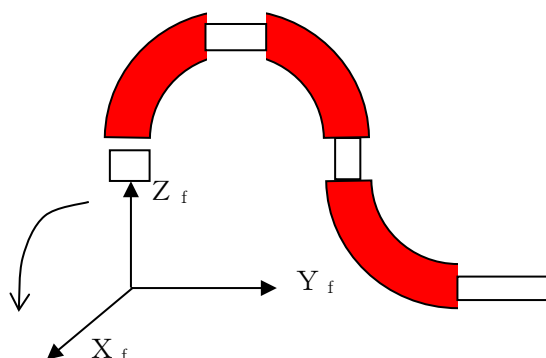


図 B-1 空間基準座標系

IEC 空間基準座標系定義の固定ビームライン治療室における照射システムへの適用例

IEC 規格では固定ビームラインの治療室に対する記述がないので、固定基準座標系を設定する際の標準的な例をいくつかのケース毎に記述した。回転ガントリの例からも分かるとおり、1) 位置決

めに関連する空間基準座標系の採り方を工夫すること、及び、2) 治療室中に仮想的な回転ガントリ装置の配置を仮定して、実際のビームライン方向が何度ガントリ角度に相当するかを定めること、これら二通りの手法のどちらかあるいは両方を用いることで、IEC 規格に準拠した運用が可能となる。

図 B-2 a) 垂直・水平 2 門

各門の方向をひとつの仮想的な回転ガントリの角度（図の場合ガントリ角度 0° と 90° ）で表現するとき、そのガントリスプールの方向を空間基準座標系の Y_f 軸に採る。

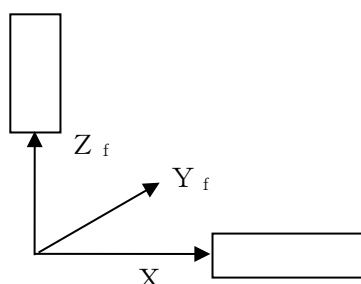


図 B-2 b) 垂直 1 門

固定ビームラインが 1 門の場合、座標軸のとり方には任意性が残る。但し、図のような場合はビームラインの方向を仮想的な回転ガントリのガントリ角度 0° とみなすのが普通である。空間基準座標系の Y_f 軸の採り方は任意であるが、実際は患者位置決め系（治療台）の配置との関係から定まる。

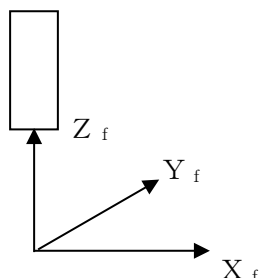
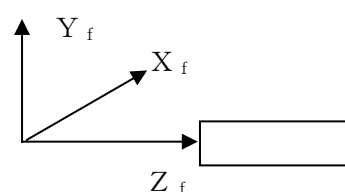
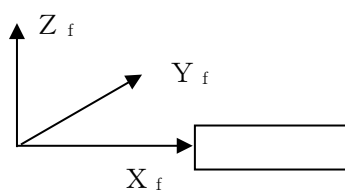


図 B-2 c,d) 水平 1 門

水平の固定ビームライン 1 門の場合にはいくつかの考え方があるが、そのうち二通りの手法を紹介する。図 c) はビームラインの方向を仮想的な回転ガントリのガントリ角度 90° とみなして IEC 規格の空間基準座標系の定義を忠実に適用する方法である。図 d) は、垂直一門（図 b)）と同じ方法で座標軸の定義づけをするがビームライン上流の向きを鉛直上向きであるとみなす手法である。



B-2 ガントリ座標系(X_g, Y_g, Z_g)

照射門毎に定義されている。 Y_g 軸は空間基準座標系の Y_f 軸と同じであり、 Z_g 軸は（元の定義では放射線源へ向かう向きの意味であるので）ビーム軸と一致し、向きは上流向きとなる。

回転ガントリ照射システム

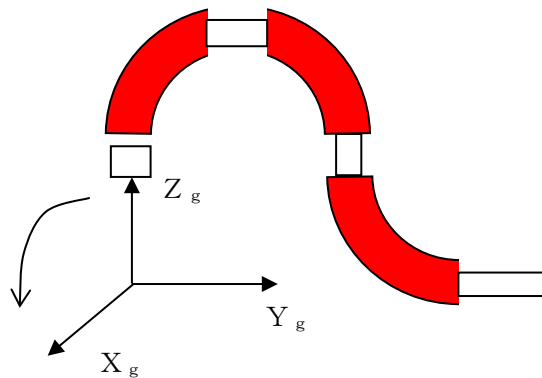


図 B-3 ガントリ座標系

各施設において、機器に必要な座標系はこれらの座標系に関係付けることが必要となる。粒子線治療では、CT 画像をベースとした治療計画がなされ治療計画から補償フィルタ、患者コリメータなどの形状出力や患者位置決めのための画像等が出力される。これらの形状・画像の座標系は照射装置の座標系と 1 対 1 の関係が付けられている必要がある。

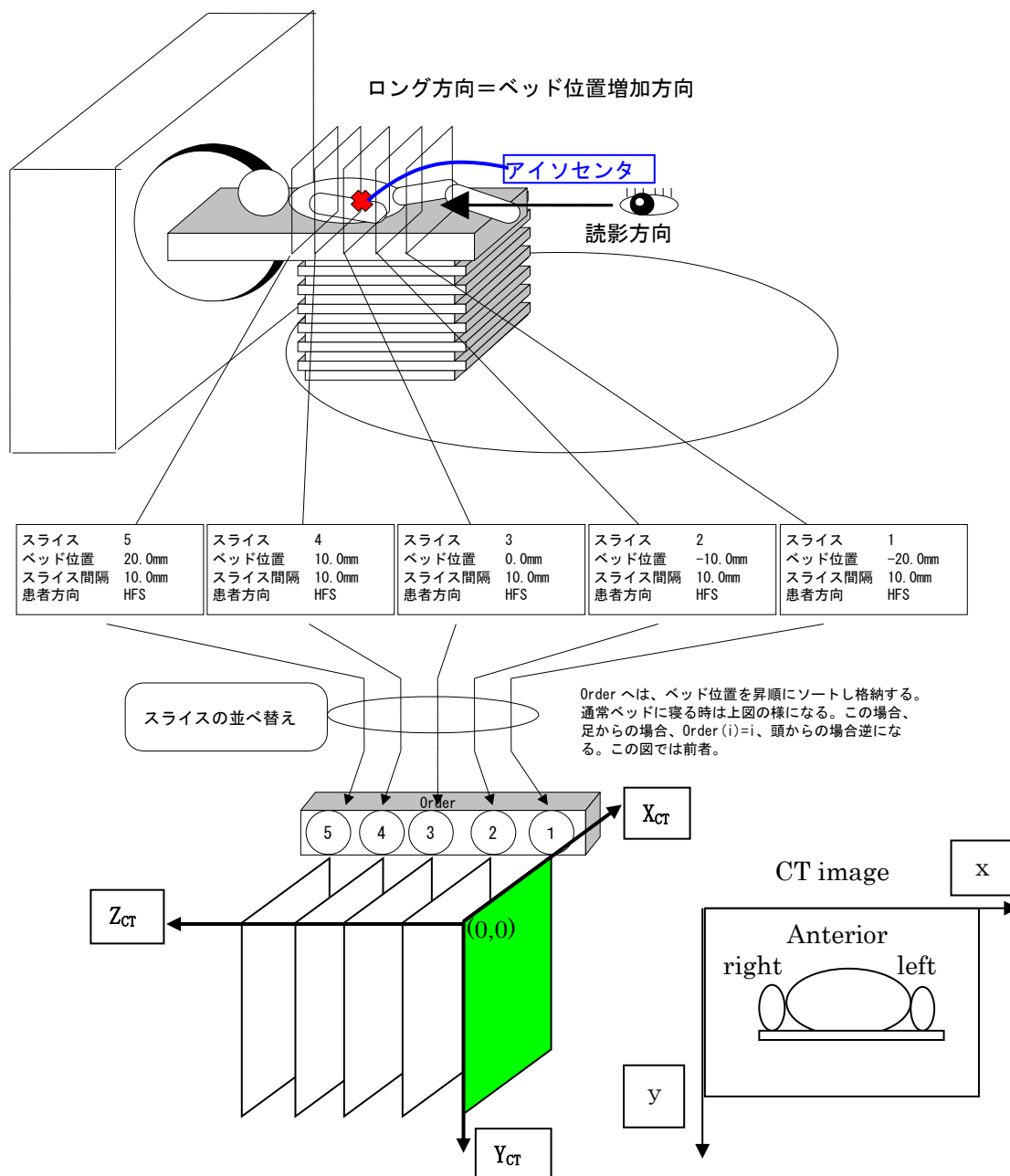
しかしながら、施設を構成するモダリティーには様々なメーカーの装置が混在することが一般的で、その統一規格化の動向はあるものの実際には治療システムの各段階において種々の座標系が用いられることになり、それらの関係は十分把握しておかなければならない。そこで、具体的な一例として、ある治療システムにおいて CT 座標系、患者座標系、Beam 患者座標系、を構成する座標系が用いられているケースを紹介する。

B-3 CT 座標系 (X_{CT}, Y_{CT}, Z_{CT})

CT データを画像表示する場合の座標系である。CT 装置では、 x 、 y 、 z の方向を決めるパラメータを画像のヘッダーのなかで自由に定義することが出来る。ここで重要なのは、治療計画上の患者座標系に変換して関係づけられていることである。ここでは、一例として最も一般的に用いられている CT 座標系を説明する。

x, y 平面の原点は画像の左上隅にとる。通常はこの角の方向は腹－右手 (anterior-right) の方向となる。すなわち、CT 画像は足から頭の方に向かって断面が表示されている。

図 B-4 CT 座標系の説明図（患者方向 Head First Supine（HFS）の場合）



B-4 患者座標系 (patient system) (X_p , Y_p , Z_p)

IEC 規格の場合と DICOM 規格の場合とでは座標軸の取り方が異なる。ここでは、2 つの座標系について説明する。どちらを採用しても、採用した座標軸がわかるように各施設では統一した記述を各施設での個別の QA ガイドラインに明記すべきである。IEC 規格・DICOM 規格のどちらも、患者が仰向けに寝た場合（背臥位，仰臥位；supine position）に、左手の方向が X 軸の正の方向として定義されている。[IEC 規格の場合]頭の向き（superior）が Y 軸の正の方向でこの場合上方となるお腹の方向（anterior）が Z 軸の正の方向、[DICOM 規格の場合] この場合下方となる背中方向が（posterior）が Y 軸の正

の方向で頭の向き（superior）が Z 軸の正の方向となる（図 B-5）。DICOM 規格を採用した場合には、原点を除いて CT 座標系と同じ定義になる。自施設で用いる治療計画装置ではどう定義されているかを把握しておく必要がある。

図 B-5 a) IEC 規格の場合の患者座標系

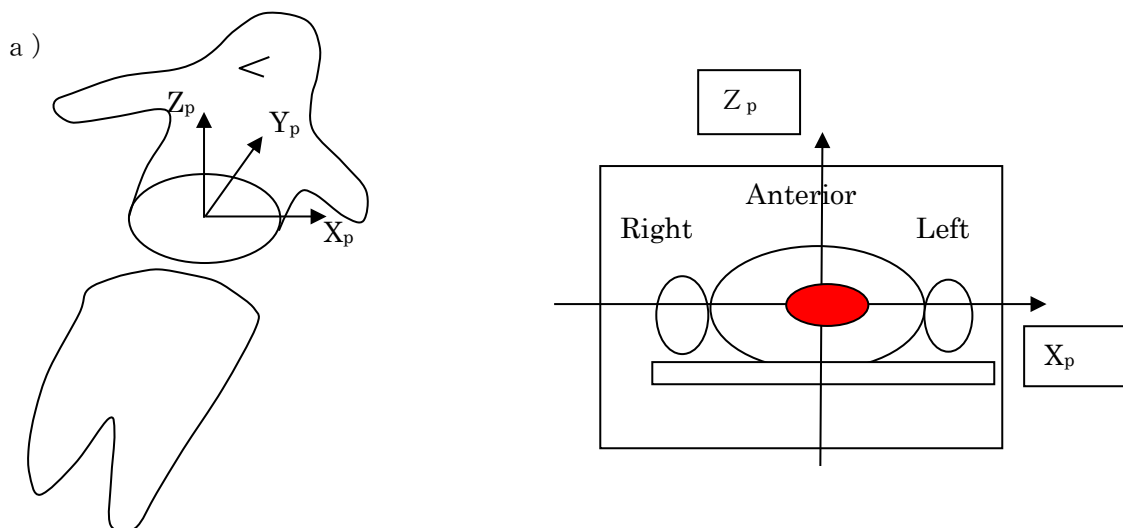
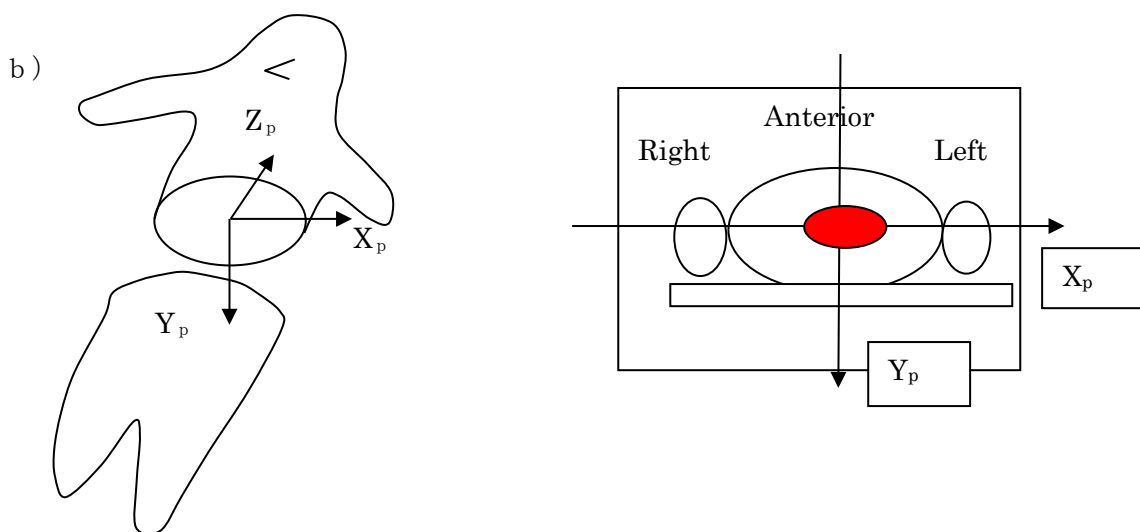


図 B-5 b) DICOM 規格の場合の患者座標系



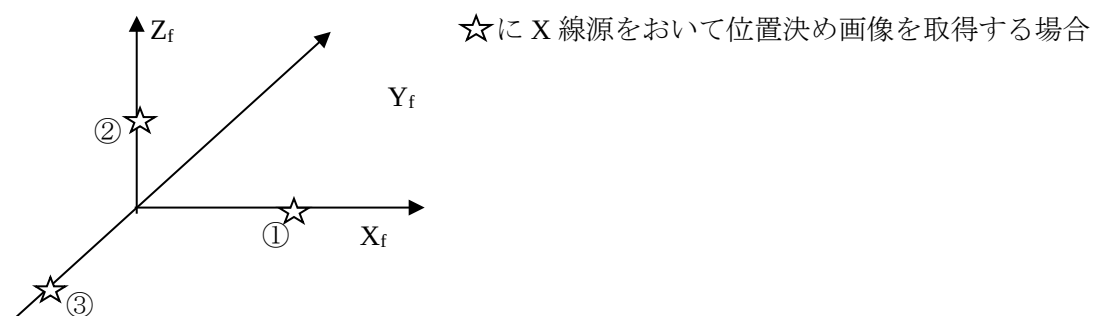
B-5 Beam's Eye View 座標系 (X_{be} , Y_{be})

“Beam's Eye View”とはビーム方向から見た平面座標系である。IEC 規格にはこのために受像機座標系 (X-RAY IMAGE RECEPTOR system (X_r , Y_r , Z_r)) が規定されているが、各施設の位置決め方法とその装置構成に依存するため、ガントリ座標系との関係を把握しておかなければならない。

B-6 患者位置決めのための座標系

基本的には空間基準座標系を用い、X線源から二次元平面に射影した画像を比較する。三次元的に位置決めをするためには、直交する複数のX線画像を組み合わせた位置決め系を構築するのが一般的である。

図 B-6 位置決め画像取得の位置関係



Case①では (Y_f, Z_f) 平面に、Case②では (X_f, Y_f) 平面に、Case③では (Z_f, X_f) 平面に射影した X 線画像が取得される。

C 粒子線に対する吸収線量の計測法

線質 Q_0 (^{60}Co ガンマ線) の標準放射線場における水吸収線量で校正された電離箱 (水吸収線量校正定数を N_{D,w,Q_0} とする) を用いた、粒子線場における水吸収線量の評価法については、国家標準機関や二次標準である医療用線量標準センターから供給されている N_{D,w,Q_0} の値を使用して、日本医学物理学会で出版された標準計測法 12[16]に従って線量評価する。

D 呼吸性移動対策

呼吸移動性臓器への照射では、様々の観点から患者の位置決め、マージンの設定に関して注意が必要である。呼吸性移動臓器への照射に関しては、研究段階のものを多く含み、マージン設定、補償フィルタ設計、同期タイミングなどの方法についていろいろな方法で行われている。次の方法は、そのうちの一例であり、各施設で方法を議論するための一資料として示す。

内部マージンの設定

マージンの設定は次の手順で個々の患者毎に推定する。

- (1) 透視画像や 4DCT 画像を用いて、腫瘍の移動量を調べる。
- (2) 腫瘍が見えない場合には臓器全体の移動で代用する。(腫瘍近くに金属マーカー等を留置することが最良の方法である。)
- (3) 呼吸波形の振幅と腫瘍の移動量は線形であると仮定し、どこに信号のしきい値を設定するかでマージンの量を決定する(例：振幅の 10% に設定した場合、腫瘍の動きが 5 cm なら 5 mm 以上のマージンを付加する)。
- (4) マージンは各方向に付加する。

呼吸性移動臓器の場合、周りの臓器密度が極端に異なる場合が多い。この場合には、先に述べたようにマージンの密度を調整する必要がある。

肺照射の場合

GTV での密度がほぼ 1.0 で、その外側が 0.2 程度の低密度の場合、マージン部分の密度を GTV の密度に置き換える必要がある。

肝照射の場合

肝臓は腫瘍部分と同時にその周りの肝臓正常部分が肺などの低密度組織に埋もれている場合には、粒子線の通過部分の密度も考慮しなければならない。密度の高い正常組織部分も一緒に動かしてマージンを設定する必要がある。

具体的な対応策の例 1

- (1) GTV、CTV を入力。
- (2) 内部マージンとセットアップマージンを距離で設定し、PTV を作成する。(通常通り)
- (3) 内部マージンに相当する距離の分だけ、補償フィルタ作成時にスミアリングを行う。

具体的な対応策の例 2。

- (1) GTV 入力
- (2) 内部マージンに相当する距離の分だけ GTV 周辺の密度を GTV と同じにする。
- (3) 仮想的に膨張させた GTV に、さらに治療の必要な周辺領域を含めて CTV を作成する。
- (4) セットアップマージンを距離で設定し PTV を作成する。
- (5) 補償フィルタ作成
- (6) 線量計算は密度編集前のデータを使って計算する。

等

以上のような呼吸同期照射に関する QA には、特別に考慮が必要となる。次に、その一例を示す。

呼吸信号の QA

呼吸に同期した信号が出力されているかどうかを確認する(呼吸波形が反転していないかどうか等)。

CT 撮影時にとられた呼吸波形がほぼ再現しているかどうか確認する。CT 撮影時の呼吸同期波形を記録し、照射時の呼吸波形と比較する。

治療計画画像撮影

CT 撮影時は、呼吸に同期した CT 画像や 4DCT 画像を取得する。呼吸同期 CT の撮影は臓器の移動量が最小、かつ安定している時点(呼吸波形の呼気)で取得する。

位置決め

位置決め画像の取得の際には、CT 取得時と同じ条件で行う。呼吸波形を見ながら手動で取得する。

照射時の QA

呼吸波形あるいは X 線 TV によるマーカーの位置を常にモニタする。

ゲート法の場合はゲートに同期してビームが照射されていることをモニタすべきである。

ビームの出射・停止は臓器の移動スピードにもよるが 50 ミリ秒以内で停止すべきである。

技師が手動でビームを 50 ミリ秒以内で停止できるような仕掛けが必要である。

E CT 値から水等価厚への変換

CT 値から水等価厚への変換は、人体内での線量分布計算において最も誤差要因の大きいものの一つである。この変換には、様々な変換法が提案されているが、そのすべての方法において校正試料の CT 値測定を行うことが含まれている。これらの測定は変換の誤差に直結し、兼松らが詳しく論じている[19]。ここでは、CT 値測定の方法についてまとめる。

E.1 測定精度

測定の系統誤差要因については各要因につき $\pm 1\%$ に抑え、測定のばらつきとなる測定誤差は $\pm 0.3\%$ に抑える。CT 装置は診断用 CT 装置の品質管理に従う。

E.2 CT 値校正用ファントム、校正試料

1. 円筒形 CT 校正用ファントムに相当するものを用いる。ファントム内部に校正試料を装着し、CT 装置の回転中心が円筒形ファントムの中心軸と一致し、試料容器の円筒部分の中央断面がスライス面と一致するように設置する。
2. ファントム径の $1/3 \sim 2/3$ 程度の径の同心円上に等間隔に試料を配置するものとする。
3. 液体または気体の校正試料は、容器に封入して CT 値を測定する。
4. 容器の形状は、直径 2 cm から 3 cm 程度の円筒形が推奨される。容器の蓋や底を除く円筒部分の高さは撮影に用いるスライス厚（有感領域の半値幅）に対して 3 倍以上の余裕をもつものとする。容器の材質はポリプロピレンなど、水に近い X 線減弱特性で長期的に校正試料の封入に耐えられる材質のものを用いる。
5. 試料は容器に封入して毎回同一のものを校正測定に使用する。
6. CT 値測定では試料の温度依存性に注意する。尚、 $23^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$ を基準温度とする。

E.3 CT 撮影条件

1. 治療計画用患者 CT 画像撮影に用いる CT 撮影条件（管電圧、管電流、FOV サイズ、スライス厚、スキャン時間、コンベンショナル・ヘリカル撮影、画像再構成法など）は、原則としてメーカーの推奨する撮影条件を基にして、撮影部位や体格、及び診断・治療に対して適切となるように決定する。
2. 上記撮影条件に対して、治療計画で利用する撮影条件毎に校正測定を行う。
3. 原則的にスライス厚とスライス間隔を一致させるものとする。
4. 治療照射に呼吸同期法を用いる場合は治療照射で用いる同等の呼吸同期システムを使用して呼吸同期 CT 撮影または 4 次元 CT 撮影を行う。

E.4 CT 値校正測定

1. CT 値校正用ファントムを CT 装置に固定し、円筒試料の高さ方向の中央断面を撮影する。
2. スライス画像において各試料容器の内周から 1 mm 以上内側の領域を関心領域として画素数 N 、平均 CT 値 m 、標準偏差 σ を測定する。平均 CT 値 m の統計誤差 $\sigma/\sqrt{N}$ は 3 HU 以下とし、これに満たない場合は CT 撮影を複数回行なって画素数を増やして統計誤差を小さくする。

E.5 品質管理

1. CT 値装置は、空気 -1000 HU、水 0 HU という CT 値（HU 単位）に校正されていて、水に対して 0 ± 4 HU 以内で不変性が保証されるように品質管理する。
2. CT 校正用ファントムを用いた校正測定を各撮影条件に対して月 1 回以上の頻度で実施することで CT 値の不変性を管理することが望ましい。
3. CT 値の不変性試験において、測定された校正試料に対する水等価厚係数の相違が校正測定時と比べて 0.6% 以上変化した場合、再校正を行う。
4. 定期的に年 1 回以上の頻度で再校正することが望ましい。

5. CT 値の変動は水等価長に直接的に影響するので、治療計画毎に常時モニタすることが望ましい。例えば、水などリファレンスとなる安定試料を硬質化やアーチファクトの影響をなるべく避けるように CT 視野中に装着して常に患者の治療計画用 CT 画像上に含め、その CT 値の不変性をモニタすることが望ましい。

参考文献

1. 日本放射線腫瘍学会：外部放射線治療におけるQAシステムガイドライン2016年版. 金原出版, 東京, 2006.
2. 日本医学物理学会 粒子線治療研究会, 放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター: 陽子線・重粒子線治療装置の物理・技術的QAシステムガイドライン, 2005.
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al: Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. Med Phys 30: 4197-4212, 2009.
4. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50), ICRU Report 62. Bethesda, ICRU Publications, 1999.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording, and Reporting Proton Beam Therapy, ICRU Report 78, Bethesda, ICRU Publications, 2007.
6. Wei Liu, Yupeng Li, Xiaoqiang Li, et al: Influence of robust optimization in intensity-modulated proton therapy with different dose delivery techniques. Med Phys 39, 3089 (2012).
7. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al: AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. Med Phys 21: 1093-1121, 1994.
8. Kanai T, Endo M, Minohara S, et al: Biophysical characteristics of HIMAC clinical irradiation system for heavy-ion radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys 44: 201-210, 1999.
9. Krämer M and Scholz M: Treatment planning for heavy-ion radiotherapy: calculation and optimization of biologically effective dose. Phys Med Biol 45: 3319-3330, 2000.
10. Inaniwa T, Furukawa T, Kase Y, et al: Treatment planning for a scanned carbon beam with a modified microdosimetric kinetic model. Phys Med Biol 55: 6721-6737, 2010.
11. Kooy HM, Schaefer M, Rosenthal S, et al: Monitor unit calculations for range modulated spread-out Bragg peak fields. Phys Med Biol 48: 2797-2808, 2003.
12. Kooy HM, Rosenthal SJ, Engelsman M, et al: The prediction of output factors for spread-out proton Bragg peak fields in clinical practice. Phys Med Biol 50: 5847-5856, 2005.
13. Akagi T, Kanematsu N, Takatani Y, et al: Scatter factors in proton therapy with a broad beam. Phys Med Biol 51: 1919-1928, 2006.
14. Sahoo N, Zhu XR, Arjomandy B, et al: A procedure for calculation of monitor units for passively scattered proton radiotherapy beams. Med Phys 35: 5088-5097, 2008.
15. Kase Y, Yamashita H, Numano M, et al: A model-based analysis of a simplified beam-specific dose output in proton therapy with a single-ring wobbling system. Phys Med Biol 60: 359-374, 2015.
16. 日本医学物理学会編：外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法(標準計測法 12). 通商産業研究社, 東京, 2012
17. Schneider U, Pedroni E, Lomax A: The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 41: 111-124, 1996.
18. Schaffner B and Padroni E: The precision of proton range calculations in proton radiotherapy treatment planning: experimental verification of the relation between CT-HU and proton stopping power. Phys Med Biol 43: 1579-1592, 1998.
19. Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno R, et al: A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol 48: 1053-1064, 2003.
20. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM et al: The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys 33: 3874-3900, 2006.
21. 日本放射線腫瘍学会認定ガイドラインホームページ <https://www.jastro.or.jp/guideline/>
22. Arjomandy B, Sahoo N, Zhu XR et al: An overview of the comprehensive proton therapy machine quality assurance procedures implemented at The University of Texas M. D. Anderson Cancer Center Proton Therapy Center-Houston. Med Phys 36: 2269-2282, 2009.
23. Kase Y, Yamashita H, Numano M, et al: A revision of proton machine quality assurance for wobbling-proton-beam therapy. Radiol Phys Technol 6: 444-452, 2013.
24. Nohtomi A, Sakae T, Terunuma T, et al: Measurement of depth-dose distribution of protons by an imaging plate. Nucl Instr and Meth A 511: 382-387, 2003.
25. 日本規格協会：医用電子加速装置－性能特性 日本工業規格 JISZ4714. 日本規格協会, 東京, 2001.

26. Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al: The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75. Med Phys 34: 4041-4063, 2007.

略語一覧

略語	英名	和名	初出頁
AAPM	American Association of Physicists in Medicine	米国医学物理学会	8
CT	Computed Tomography	コンピュータ断層撮影	10
CTV	Clinical Target Volume	臨床標的体積	11
DICOM	Digital Imaging and COmmunication in Medicine	ダイコム	41
DRR	Digitally Reconstructed Radiography	デジタル再構成シミュレーション画像	18
DVH	Dose-Volume Histogram	線量体積ヒストグラム	15
FOV	Field Of View	視野、撮像野	45
FPD	Flat Panel Detector	フラットパネル検出器	18
GTV	Gross Tumor Volume	肉眼的腫瘍体積	11
HU	Hounsfield Unit	ハンスフィールドユニット	45
HVL	Half-Value Layer	半価層	28
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements	国際放射線単位測定委員会	11
IEC	International Electrotechnical Commission	国際電気標準会議	38
I.I.	Image Intensifier	イメージ増倍管	18
IM	Internal Margin	内部マージン	11
ITV	Internal Target Volume	内部標的体積	11
JASTRO	Japanese Society for Radiation Oncology	日本放射線腫瘍学会	2
JIS	Japanese Industrial Standard	日本工業規格	27
LET	Linear Energy Transfer	線エネルギー付与	15
MU	Monitor Unit	モニタユニット	15
OCR	Off-Center Ratio	軸外線量比	12
PDD	Percentage Depth Dose	深部量百分率	12
PTV	Planning Target Volume	計画標的体積	11
QA	Quality Assurance	品質保証	8
RBE	Relative Biological Effectiveness	生物効果比	12
SAD	Source to Axis Distance	線源回転軸間距離	12
SM	Set-up Margin	設定マージン	11
SOBP	Spreadout Bragg Peak	拡大ブラッグピーク	12
SSD	Source to Surface Distance	線源表面間距離	12