

X線治療計画システムに関する QA ガイドライン

Quality Assurance of Treatment Planning Systems

for X-ray Beams

日本医学物理学会 タスクグループ 0 1

日本医学物理学会 QA/QC 委員会監修

推薦の言葉

日本医学物理学会会長 金井達明

今回出版される「X線治療計画システムに関するQAガイドライン」は、日本医学物理学会の2004年度、2005年度課題別研究として採択された課題の成果です。この課題別研究は、学問的興味というよりも、むしろ日本の放射線治療に貢献したいという若い研究者が自発的に活動を行ってきた成果と捉えることができます。今の医学物理学を取り巻く環境は、「医学物理士」という日本での医療現場での実績が少ない言葉にのって多少混乱しています。言葉が先にあり、実態が置きざりにされているような面が少なからずあるように思えます。このような今の医学物理学会において、現場と医学物理研究の橋渡しを目指すこのような「ガイドライン」の作成過程を若い人が経験し、出版までこぎつけることは非常に重要な出来事であると思います。

このように、医療現場に役に立つ「医学物理的思考方」の整理を積極的に日本医学物理学会は応援するべきであると思います。日本医学物理学会としては、日本の医学物理の発展に寄与し、日本の治療・診断・防護に重要かつ緊要な課題についてタスクグループを組織し、その成果を継続的に出版していくことは、会員へのサービスの向上のための最重要項目の一つとして取り組むべきことと思います。

日本医学物理学会としては、この活動をタスクグループ01(TG01)として公認し出版に際しても日本医学物理学会の出版物として位置づけることにしました。この出版を期に次々と日本の治療・診断・防護に重要な貢献するタスクグループが継続的に活動できるよう、この火が消滅しないように、学会として支援していきたいと思います。

2007年11月11日

序

このたび、X線治療計画システムの系統的QAに関するガイドラインを出版することになった。これは放射線治療が注目を集めつつある現在、まことに時宜を得たものである。

治療計画システムは今やリニアックと並んで放射線治療の要となるものであり、最近の放射線治療のめざましい発展の多くは、治療計画システムの機能拡張によるものと言っても過言ではない。しかしながら、治療計画システムの不適切な使用は重大な事故を招く恐れがあることも事実であり、最近の放射線誤照射事故の原因の多くが治療計画装置に由来したことは、記憶に新しい。事故の報告書によると、これらの誤照射事故は、治療計画システムのQAを系統的に行えば、全て防止できたとのことである。

治療計画システムの系統的なQAは、欧米においては日常のこととして行われているが、我が国においては、実行するに当たって様々な困難に遭遇する。その一つは適当な手引書がないことである。米国では、American Association of Physicist in Medicine (AAPM) のTG53が治療計画システムのQAガイドラインを出版し、その日本語訳も出版されている。しかし、AAPMのガイドラインはやや抽象的であり、治療計画QAを熟知していない者には、いささか使いにくい点があった。

それに対して本ガイドラインは、具体的な記述により、この分野にそれほど経験がなくても、治療計画システムのQAができるように工夫されている。また、我が国においては必ずしも区別されてこなかった受け入れテストとコミッショニングが明解に区別されて、記述されている。本ガイドラインが、現場において治療計画QAを行う人にとって、文字通り指針となると信じている。

本ガイドラインは西尾氏など今後、我が国の医学物理を背負っていくべき中堅、若手の自発的な努力により作成された。西尾氏のグループは、まさにその意気や壮と言える。今後、このような動きが活発となり、我が国の医学物理が益々、発展することを望むものである。

日本医学物理士会 会長 遠藤真広

執筆者及び主な担当章

西尾 禎治（代表）	国立がんセンター東病院	（ 1、 8 章、全体）
河野 良介	国立がんセンター東病院	（ 2、 7 章）
森 慎一郎	放射線医学総合研究所	（ 3 章）
水野 秀之	放射線医学総合研究所	（ 4、 5 章）
羽生 裕二	東京女子医科大学	（ 6 章）
高橋 豊	癌研究会癌研究所	（ 6 章）

協力者

榎戸 義浩	埼玉県立小児医療センター
遠山 尚紀	千葉県がんセンター
池田 剛	独立行政法人国立病院機構水戸医療センター

Abstract

Some of the irradiation accidents that happen to patients undergoing radiation therapy are related to the misuse of treatment planning systems. Currently the sophistication and complexity of treatment planning systems have been increasing significantly, particularly including three-dimensional (3D) treatment planning systems and the use of intensity-modulated radiation therapy (IMRT). This has created a need for a comprehensive set of quality assurance (QA) guidelines that can be applied to clinical treatment planning. The purpose of this report is to guide and assist medical physicists in developing and implementing a practical QA program for modern radiotherapy treatment planning. Chapter one introduces this guideline. Chapter two defines specifications, an acceptance test and commissioning for the treatment planning system. Chapter three describes QA of CT scanners for treatment planning. Chapter four discusses the treatment planning system's acceptance test, and Chapters five and six describe commissioning the non-dosimetric and dosimetric methods. Periodic quality assurance testing is discussed in Chapter seven. This report provides the framework and guidance to allow medical physicists to design comprehensive and practical treatment planning QA programs for their clinics.

目次

第1章 はじめに	・・・	1
第2章 意義・仕様・定義	・・・	3
2.1 X線治療計画システムに関するQAの意義		
2.2 仕様		
2.3 受け入れテストの定義		
2.4 コミッショニングの定義		
2.5 定期的なQAの定義		
第3章 放射線治療計画用CT装置に関するQA	・・・	6
3.1 はじめに		
3.2 CTスキャナに関するQA		
3.2.1 レーザ投光器（CTレーザ並びに外部レーザ）		
3.2.2 寝台位置精度・再現性		
3.3 線量評価、並びにX線発生装置		
3.4 画質評価		
3.4.1 共通事項		
3.4.1.1 評価ファントム設置法		
3.4.1.2 キャリブレーション		
3.4.1.3 基準となる評価値の取得		
3.4.2 画質に関するQA項目		
3.4.2.1 画像ノイズ		
3.4.2.2 CT値均一性		
3.4.2.3 CT値精度・再現性		
3.4.2.4 幾何学的精度		
3.4.2.5 空間分解能		
3.5 大口径CT装置に関するQA		
3.6 まとめ		
第4章 X線治療計画システムに関する受け入れテスト	・・・	18

- 4.1 はじめに
- 4.2 テスト項目
 - 4.2.1 ハードウェア
 - 4.2.2 ネットワーク環境
 - 4.2.3 データ転送
 - 4.2.4 ソフトウェア
 - 4.2.5 ベンチマークテスト
 - 4.2.6 文書化

第5章 線量に関与しないコミッショニング . . . 22

- 5.1 はじめに
- 5.2 システムのセットアップ確認及びカスタマイズ
- 5.3 患者解剖学的データの作成・転送・登録
 - 5.3.1 CT データ取得
 - 5.3.2 CT 画像表示と関連ツール
 - 5.3.3 CT画像を用いない手動及び他のモダリティを利用した患者解剖学的データの作成
 - 5.3.4 患者データベース
- 5.4 構造体の描出
 - 5.4.1 CT 画像を用いた手動輪郭作成
 - 5.4.2 CT 画像を用いた自動輪郭作成
 - 5.4.3 3次元構造の作成
 - 5.4.4 内挿機能等による輪郭作成
 - 5.4.5 自動マージン機能
 - 5.4.6 相対電子密度割り当て
 - 5.4.7 ポーラス作成
 - 5.4.8 点・線・マーカーの定義
- 5.5 ビーム情報
 - 5.5.1 マシンパラメータの確認
 - 5.5.2 マシンパラメータの制限
 - 5.5.3 コリメータ・ジョウ設定
 - 5.5.4 ブロック定義・形状

- 5.5.5 MLC (マルチリーフコリメータ)
- 5.5.6 自動照射野形成
- 5.5.7 ビームセットアップの確認
- 5.5.8 ガントリ・コリメータ・テーブル角度
- 5.5.9 アーク(回転)照射
- 5.5.10 ウェッジ
- 5.5.11 ビーム表示
- 5.5.12 DRR 表示
- 5.6 まとめ

第6章 線量に関するコミッショニング

・・・ 39

- 6.1 はじめに
- 6.2 線量に関するコミッショニングの手順
 - 6.2.1 コミッショニング計画の立案
 - 6.2.2 ビームデータ
 - 6.2.3 治療計画装置へのビームデータの転送確認
 - 6.2.4 線量投与点と線量分布の規格化確認
 - 6.2.5 線量検証の実施
- 6.3 評価方法と評価基準
 - 6.3.1 領域の定義
 - 6.3.2 偏差の定義
 - 6.3.3 多数点に対する評価
 - 6.3.4 評価基準
- 6.4 検証項目
 - 6.4.1 ビームモデリング検証
 - 6.4.2 単純条件での検証
 - 6.4.3 臨床条件での検証
 - 6.4.3.1 様々な SSD でのセットアップ
 - 6.4.3.2 オープン斜入
 - 6.4.3.3 ウェッジ斜入
 - 6.4.3.4 照射野内の組織欠損
 - 6.4.3.5 オープン非対称照射野

6.4.3.6	ウェッジ非対称照射野	
6.4.3.7	不整形照射野	
6.4.3.8	上記(6.4.3.1から6.4.3.7)のテストの組み合わせ	
6.4.3.9	ビルドアップ領域	
6.4.3.10	不均質補正	
6.4.3.11	特殊治療・高精度治療	
6.5	まとめ	
第7章	定期的なX線治療計画システムに関するQA	・・・ 59
7.1	はじめに	
7.2	毎日	
7.3	毎週	
7.4	毎月	
7.5	毎年	
7.6	随時	
第8章	おわりに	・・・ 61
参考文献		・・・ 62

第1章 はじめに

近年、放射線治療の誤照射事故が頻発しており、その問題はマスコミでも多く取り上げられている。その中で放射線治療の品質保証（QA）のあり方が強く問題視されている。放射線治療技術は急速に進歩し、それによって高精度の放射線治療が実現可能となり、患者へ提供できるようになってきている。その一方で、その治療技術のQAは確立したものとは言えず、そのQA項目は非常に幅広い領域に及ぶために、技術の進歩に使用者側が追い付いていないという実態がある。このガイドラインは、非常に重要性が高いにも関わらず、国内ではほとんど実施されず、しかも最近の放射線誤照射事故の多くの原因ともなっているX線治療計画システムに関するQAに着眼したものである。

QAを実施するためには、仕様の作成に始まり、装置の新規購入や更新の際の受け入れテスト、コミッショニング、更にその検証とあるが、テスト実施のベンダー（装置販売業者）とユーザの切り分け、特にコミッショニングの部分に関しては、その内容自体の定義や各人の認識は曖昧である。このため、臨床現場に適した、一連の包括的なX線治療計画システムのQAガイドラインが必要である。

近年、American Association of Physicists in Medicine (AAPM) タスクグループ53^{1, 2)}から放射線治療計画のためのQAについて報告されており、医学物理士がQAプログラムを開発や実行するためのガイダンスを提供している。具体的には、各施設に合ったQAプログラムを作成する組織構築の勧告に始まり、受け入れテストやX線治療計画システムと治療計画プロセスのコミッショニング、ルーチンのQAの実施に関する問題などがまとめられている。同様に、European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO) から実例をベースにしたX線治療計画システムのQAガイドラインとしてESTRO放射線治療ブックレット第7巻³⁾がまとめられている。

今回、我々は日本医学物理学会（JSMP）課題別研究会においてタスクグループ01（TG01）を立ち上げ、AAPMタスクグループ53、ESTRO放射線治療ブックレット第7巻及び、IAEA TRS430⁴⁾を参考にして、日本国内向けのX線治療計画システムに関するQAガイドラインを作成した。QAで何が問題で何が実施項目として必要なのかの選定に始まり、臨床現場で実施可能なレベルで品質（Quality）を定量的に評価し、どのように保証（Assurance）するかを立案し、

臨床現場で役立つ QA ガイドラインとなるように配慮した。

本ガイドラインでは、この章に加えて、意義・目的と定義（第 2 章）、放射線治療計画用 CT 装置に関する QA（第 3 章）、放射線治療計画装置の受け入れテスト（第 4 章）、線量に関与しないコミッショニング（第 5 章）、線量に関与するコミッショニング（第 6 章）、そして、定期的な放射線治療計画に関する QA（第 7 章）で構成されている。なお、放射線発生装置に関する QA については、X 線治療計画システムに関する QA とお互い密接な関係にあり、切り離すことはできないが、これらは別途発刊されているガイドライン^{5,6)}等に委ねるとして本ガイドラインでは記載しない。

最後に、本ガイドラインの作成は、JSMP 及び医学物理士会の助成により行われた。また、第 3 章については国立がんセンター東病院の池田剛氏、第 6 章については千葉県がんセンターの遠山尚紀氏、ガイドライン全体に対しては埼玉県立小児医療センターの榎戸義浩氏より、貴重なご意見並びにご指導を頂き完成させることができた。ここに深く感謝申し上げます。

第2章 意義・仕様・定義

2.1 X線治療計画システムに関するQAの意義

X線治療計画システムには、治療計画用CTに代表される撮影装置、治療用放射線発生装置、治療の中核を担う治療計画装置、患者位置決め確認装置やQA・QCに利用される線量測定装置まで含まれる。ここで、治療計画の実施において、患者の解剖学的な構造の情報を取得するために撮影されるCT画像の画質は、治療計画精度を決定する要因の1つである。一方、治療計画装置は、患者の解剖学的な画像、3次元ビーム情報、3次元線量計算アルゴリズムや線量体積ヒストグラム(DVH)を代表とする計画評価ツール等、機能も多種多様であり、かなり複雑化している。最も問題なのは、治療計画装置のブラックボックス化が、ユーザ側に、更には装置を販売しているベンダー側にまで及び始めていることである。

安全かつ精度の高い放射線治療を患者へ提供するために、ユーザは治療計画装置の中身を可能な限り理解し、放射線治療計画の各項目について、QAをきちんと実施した上で治療に利用することが非常に重要である。以上より、X線治療計画システムのQA項目は次の(1)から(4)によって達成される。

- (1) X線治療計画システムの仕様書作成と仕様書に対するベンダーの性能提示。
- (2) X線治療計画システムに関する受け入れテスト。
- (3) ユーザによるX線治療計画システムの機能や動作、性能に関するコミッションング。
- (4) 定期的な品質管理のためのユーザテスト。

これらを実施することで、高品質の放射線治療を提供することができる。また、万が一、医療事故が発生した場合には、責任の所在を判断する基準材料になりうる。

我々は臨床現場で使いやすいQAガイドラインの作成を目的としている。それゆえ、本書の構成には、医学物理士や現場で品質管理を担当する診療放射線技師にも理解が容易で、QA項目が簡便に実施できるように、実施方法を具体的に示す等の注意を払った。なお、各QA項目に対しては、本書が扱いやすいように、A.目的、B.評価ツール、C.評価方法、D.許容値、E.頻度の形式でまとめた。また、本ガイドラインには多数の参考文献を引用しており、臨床現場におけるX

線治療計画システムに関する QA プログラムの作成の手助けとなるはずである。

最後に、各施設において QA プログラムを立案し、実施できる能力を有する責任ある立場の者（医学物理士等）は、本ガイドラインを読み、自らの施設における重要問題を見極め、その改善に努めるべきである。またプログラムの立案や実施を行うためには、医学物理士等の人材の確保と QA を実施する時間の確保は非常に重要であることを特記しておく。それによって初めて、治療計画の品質が向上され、患者に高精度の放射線治療が提供できるようになる。

2.2 仕様

X 線治療計画システムの仕様書作成には非常に大きな作業を要する。仕様書作成のために、施設のニーズや必要条件を慎重に評価しなければならない。ここで、必要条件とは、具体的にどんな機能が必要なのか？ 使われる入力方式はどんなものなのか？ どんな性能レベルが望まれるのか？ 等である。また、施設において、X 線治療計画システムが、将来どのように利用されていくかを想定した仕様も含めておくべきである。仕様書自体は各々の項目と要求仕様を明瞭に定義すべきである。理想の仕様書ができたなら、責任ある立場の者は仕様書の最終合意に達するためにベンダーと交渉する必要がある。

仕様で検討されるべき項目は以下の3つである。

(1) コンピュータ・ハードウェア

CPU の他、3次元治療計画装置の一部となる表示モニタ、プリンタ、プロッタ、テープドライブ、UPS 等全ての周辺装置を含む。

(2) ソフトウェアの特徴と機能

ソフトウェアの特徴や機能に関する仕様書については、量的表現よりも「はい」「いいえ」あるいは「ある」「なし」形式にする。

(3) ベンチマークテスト

実際の利用条件と同じか、または同等の条件を設定して、処理の速度や効率等の性能評価を行う。これにより、特定のビームデータ及び特定条件下で、線量計算アルゴリズムの精度や計算時間がわかる。

また、仕様書には治療計画装置の最も基本的な動作や機能の精度に関する記載が漏れている場合もありうる。その場合には、必要に応じて、ベンダーへ精度の揭示要求を別途に行うべきである。

2.3 受け入れテストの定義

受け入れテストとは、X 線治療計画システムが仕様書通りに稼働することを確認するために行うテストである。このテストによって仕様が満足されていることを確認できることが重要である。

ベンダーの仕様に従って X 線治療計画システムを購入する場合、受け入れテストはベンダーが用意する仕様書通りに、機能や動作、精度が満足されているかを確認することになる。もし、精度等の具体的な値を別途で要求した場合は、その項目に関する記述の記載があることを確認すべきである。受け入れテストの結果は全てを文書化し、X 線治療計画システムが使用される間は大切に保管しておくべきである。

2.4 コミッショニングの定義

コミッショニングは、X 線治療計画システムの性能と測定データの比較、様々な条件での精度の評価、またその値は装置が持つ許容範囲内であるかの評価等であり、受け入れテストだけでは不十分な項目・内容を検証することである。ベンダーから渡された仕様書及びユーザズマニュアル等を利用し、実際の臨床利用を想定して、装置が持つ機能の動作及び精度を再確認する必要がある。また、潜在的問題点を多く含む可能性がある部分なので、実際の臨床で使用しながら、その場で臨機応変に対処するように心掛ける必要がある。また、それら全ての評価結果は、文書化し、保管しておく必要がある。

2.5 定期的な QA の定義

X 線治療計画システムの受け入れテスト及びコミッショニングにより評価された、システムの性能や精度等が、日々の治療の実施において維持及び再現されていることを確認する作業が定期的な QA の大きな役割である。定期的な QA の実施結果は、経時的な値の変動、動向が一目で判断できるように、データをまとめ、保存しておくことが重要である。

第3章 放射線治療計画用 CT 装置に関する QA

3.1 はじめに

CT スキャナに関する QA は、基本的には医学物理士や診療放射線技師が行うべきであり、本ガイドラインにより十分に QA を実行できることを目標としている。ただし、QA の実行やコミショニングにおいて、医学物理士や診療放射線技師が CT の経験が少ない場合、CT を熟知している医学物理士または診療放射線技師に依頼することが望ましい。

画質評価に関する資料は、現在、数多く公表されているが、本章では治療計画用 CT に特化した QA ガイドラインの作成を目的としたため、画質評価に関する資料の一部分しか示していない項目もある。また、日常の QA という観点に立つと、煩雑にならないように必要項目だけに絞る必要がある。本章は、CT の経験の浅い医学物理士や診療放射線技師も対象としているので、QA の手順をより多く示した。また、可能な限り、参考文献を付け、経済的に実現可能であり、実践的な治療計画用 CT 装置に関する QA プログラムを作成した。この QA プログラムにより、治療計画の手順の質と効率を改善し、患者と医療施設に対して利益を生むことができるであろう。

本章は AAPM レポート⁷⁻¹¹⁾、ImPACT^{1,2)}、ESTRO⁴⁾から提示されているガイドラインを参考にした。また、例として商用ファントムや、評価用として独自に作成したファントムの画像を掲載したが、ファントムの種類により、形状や評価方法が若干異なることを了承して頂きたい。そして、全ての項目に共通して、管電圧、再構成関数、FOV、ガントリ回転時間等の撮影条件に注意する必要がある。なお、治療計画用 CT として使用する全ての撮影条件で、QA を実施する必要はなく、QA 用撮影条件として、その中からいくつか選択しても構わない。また、装置のどこかが故障していれば、正確な CT 画像が現れないことに留意すると QA も簡単になる。

3.2 CT スキャナに関する QA

3.2.1 レーザ投光器 (CT レーザ並びに外部レーザー)

A. 目的

レーザーの精度を評価する。

B. 評価ツール

フィルム、スリット、微小球、ブロック、ワイヤファントムでも可能である。

C. 評価方法

どの評価ツールを使用したとしても、CT レーザ(ガントリ外側(水平、垂直)、ガントリ内側)と外部レーザ(水平、垂直)が示す位置とCT撮影位置との整合性を評価することが目的である。CTレーザと外部レーザのどちらを先に評価しても構わない。CTと寝台との位置調整は、CT設置時にベンダーが正確に調整を行っているため、ここでは評価は行わない。

例として、ここではフィルムを使用した方法を紹介する。

- (1) フィルムを寝台に置き、レーザの示す位置に目印を付ける。ここでは、穴を開けることで、フィルムにも目印を付けることが可能である(図3-1a)。この時、対向レーザを有する装置では、それらが同じ位置を示しているかを確認する。
- (2) レーザの目印を付けた部位を、CT装置でアキシャル撮影を1回行う。
- (3) フィルムを現像して、レーザの位置(穴の位置)と照射位置を確認する(図3-1(b))。微小球やワイヤを使用した評価も、基本評価方法は同じである。

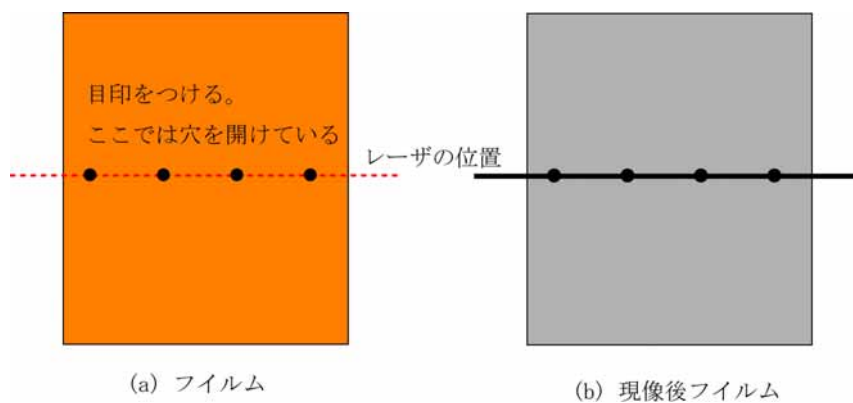


図3-1 フィルムを使用した方法

D. 許容値

± 2 mm

E. 頻度

CT レーザ：毎日

外部レーザ：毎月、レーザ調整時

3.2.2 寝台位置精度・再現性

A. 目的

CT 装置の寝台移動軸は位置精度と再現性が保証されなければ、CT 画像にゆがみを生じ、治療計画へ影響を及ぼす場合がある。それゆえ、寝台を前後、上下方向に移動させた時の評価を行う。

B. 評価ツール

ワイヤ、フィルム、またはレーザの QA に用いたファントムを使用する方法があるが、ここでは簡易な方法として、寝台のみを使用する方法を紹介する。

成人体重と同等の負荷がかかるようにする（参考文献 10）では 75 kg 以上。ただしこれは欧米人を想定している。JIS 規格では 30 kg または 135 kg となっている。また上記の正確な重さの重りを用意することが難しいのであれば、60 kg 程度の重さでも構わないが、評価する際には、毎回同じ重さを不可することが必要である。負荷をかけることにより、寝台がたわむのは当然であるが、再現性の確認、そしてたわみの量を把握することは重要である。そのため、負荷は毎回同じところにかけるべきである（例：寝台端）。

C. 評価方法

いろいろな評価ツールを使用した方法があるが、ここでの目的は、寝台移動量が CT 画像上の表示位置と、実際に測定した位値を比較評価することである。

C1. 上下・前後方向

- (1) 寝台下の動かない部分に定規（1 mm 間隔で長さがわかるもの）を付けておく（図 3-2）。
- (2) 寝台を移動させる前の位置に目印を付ける。
- (3) 寝台をある量移動させた後、CT 画像上の位値と定規の指示位置を評価する。

X 線シミュレータ装置並びにリニアックへ、CT 装置の寝台を回転させて使用する場合の評価は、フィルムが適している。

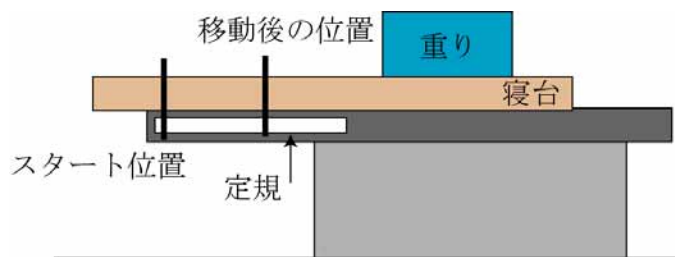


図 3-2 寝台位置移動精度の評価方法

C2. ガントリチルトの評価

治療計画装置がチルトした画像の入力に対応しているかに依存するが、多くのCTでは、チルト機能が搭載されており、それを利用する施設では、QAを行う必要がある。

(1) 寝台に垂直になるようにフィルムを貼り付け、撮影位置に置く(図3-3)。

(2) チルトした場合としない場合で、アキシャル撮影を行う。

(3) チルト角度表示値と、照射したX線の角度をフィルムで確認する。

フィルムを使用せず、ファントムをCT撮影して確認することも可能である。

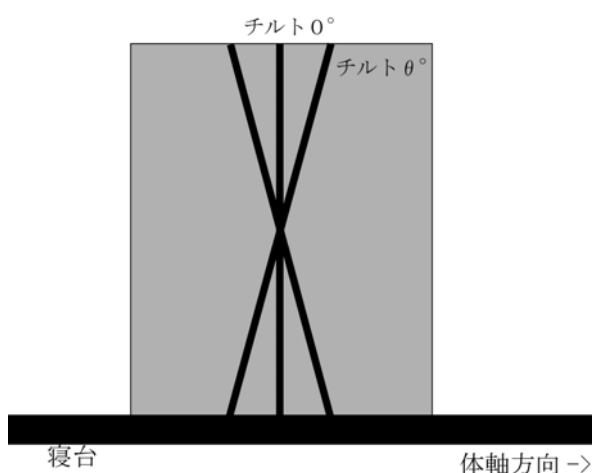


図3-3 CTチルトの評価方法。

フィルムを体軸方向に垂直になるように置き照射する。

D. 許容値

±2 mm 以内 (C1. テーブル移動精度)

±1 度以内 (C2. チルト角度の精度)

E. 頻度

毎年、装置導入時、装置更新時

3.3 線量評価、並びに X 線発生装置

A. 目的

治療計画 CT 撮影時の被ばく量は、放射線治療時の患者被ばく線量に比べると少なく、また患者の線量限度がないことから、治療計画 CT ではそれほど重要視

されていなかった。しかし、アクセプタンステストと定期的な QA の立場から、線量測定を行い経時的な変化を確認することは重要である。また、X 線管球や CT の被ばく線量測定については、多くの報告があるが、経時変化を把握すればよく、そこに焦点を絞った QA 方法を紹介する。

B. 評価ツール

CT のビーム幅以上の長さを有する線量計（例 10 cm ペンシル型線量計）

C. 評価方法

- (1) CT のアイソセンタに空気中に線量計を水平に置く。線量計と水平面との角度は、 ± 2 度以内とする。
- (2) QA 用撮影条件にて、1 回アキシャル撮影を行う。ヘリカルスキャンの場合には、線量計を十分カバーする範囲を撮影する。
- (3) X 線強度の経時変化を確認する。絶対線量でなくても、メータの読み値でよい。

D. 許容値

ベンダー規定値の $\pm 20\%$ 以内^{1,2)}

E. 頻度

毎年または、X 線管球を変えた時

3.4 画質評価

治療計画用 CT に用いる CT 装置の画質評価に関する QA において、以下の 5 点（1. 画像ノイズ、2. CT 均一性、3. CT 値再現性、4. 幾何学的精度、5. 空間分解能）について、それらの評価方法をまとめた。

既に、CT 装置のレーザや寝台の精度について評価が終了しているため、この時点では装置自身の精度は保てていると考え、以下の評価では、レーザ並びに寝台情報を利用して構わない。また、ベンダーが推奨する評価方法でも構わないが、本節では個別に評価方法を載せた。

3.4.1 共通事項

3.4.1.1 評価ファントム設置法

経時的変化を評価するため、施設ごとに評価方法を確立させ、QA を行う際には、全て同じ方法で評価する必要がある。特に、幾何学的評価に用いる評価ファントムの位置決めは、多少時間がかかっても、正確に行う必要がある。これ

は、評価ファントムのロッドに含まれている場合もあるが、スライス位置が異なる2画像のサブトラクションをして、ファントムエッジを観察することで、ポジショニング精度の確認が簡易に行える(図3-4)。

最近では、ファントムのポジショニングを行うためのファントムが付属されているものもあり、それらを利用するのもよい。また、ファントム固定具の使用が望ましい。

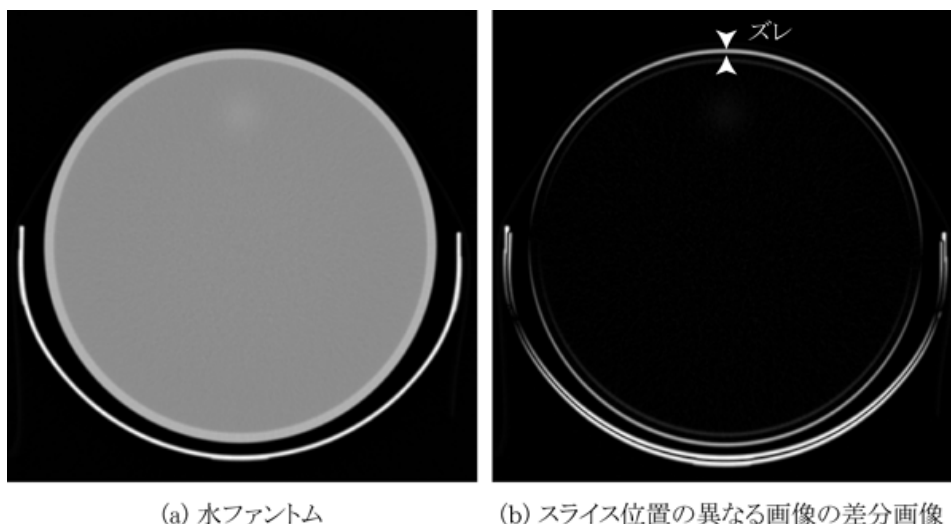


図3-4 ファントム位置の合わせ方の例。

ファントムを設置し、前後の異なるスライスの2画像の差分を取ることで、ファントムの設置が上下左右、またねじれ方向にずれていないか確認。

3.4.1.2 キャリブレーション

ベンダーが推奨するキャリブレーション方法、並びに撮影に必要なキャリブレーションは、必ず全てQA直前に取得しておく。

3.4.1.3 基準となる評価値の取得

ベンダーから提供される評価値と、ユーザが評価した場合の結果が異なる場合がある¹²⁻¹⁴⁾。そのためにも、アクセプタンステスト並びにメンテナンス時等、ベンダーと共にユーザがQAで使用するファントムを用いて、評価しておくべきである。これを、基準値とするのが望ましい。

3.4.2 画質に関するQA項目

3.4.2.1 画像ノイズ

A. 目的

画像のノイズは、CT 値に影響する。画像ノイズの経時的評価を行う。

B. 評価ツール

頭部ファントム（直径 16 cm）、腹部ファントム（直径 32 cm）の均一な円柱ファントムまたは楕円ファントム等の均一物質からなるファントム（キャリブレーション用ファントム等）を使用する。

C. 評価方法

- (1) 評価ツールをガントリ中心に置く。
- (2) QA 用撮影条件で撮影する。
- (3) CT 画像上に ROI を設定し、ROI 内の CT 値の標準偏差を確認する。ROI を数カ所（例えばファントム中心、12、3、6、9時の位置）に取り、各 ROI 内の標準偏差を平均する（図 3-5）。特に、ハーフスキャン再構成を行った場合には、画像ノイズの場所依存性があるため、複数個の ROI から評価することが重要である。

D. 許容値

ベンダー規定値

E. 頻度

毎日

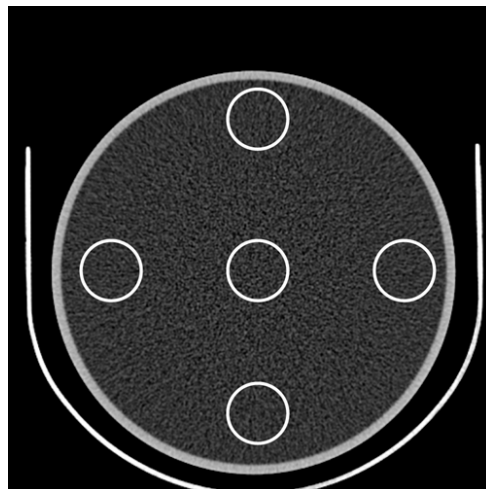


図 3-5 ROI の取り方の例

3.4.2.2 CT 値均一性

A. 目的

均一な物質を撮影した CT 画像は、当然 CT 値も均一でなくてはならない。また、できる限りアーチファクトを含まないことが望ましい。これらは、線量分布に大きく響く要因となるからである。管電流、スライス厚、ヘリカルピッチ等はそれほど影響しないが、管電圧は、線質を決定するため CT 値に大きく影響するので、治療計画用 CT 撮影で複数の管電圧を用いる場合には、評価しておくべきである。しかし、骨強調アルゴリズムを使用すると、3 mm 以下のスライス厚では、骨等の高吸収物質の CT 値は正確でないという報告もあり¹⁵⁾、CT 装置ごとの CT 値の評価は重要になってくる。この評価は、画像ノイズの評価と同時に行うと、便利である。

B. 評価ツール

均一な円柱ファントムまたは楕円ファントム（水ファントム等）を用いる。

C. 評価方法

- (1) 評価ツールを撮影中心に置く。
- (2) QA 用撮影条件で、評価ツールを CT 撮影する。
- (3) ROI を数カ所に設置し、ROI 内の平均 CT 値を比較する（図 3-4）。

診断領域では、患者の中心をアイソセンタに置くことが多いため、評価ツールをアイソセンタに置いて評価するだけで十分であるが、治療領域では、ターゲットを CT アイソセンタに置く場合もあり、患者は必ずしも CT 中心に位置するとは限らない。このような場合を考慮に入れ治療領域における QA では、評価ツール位置を CT アイソセンタからずらした位置にも評価ツールを置き、評価を行う必要がある。

D. 許容値

$\pm 5\text{HU}$ ^{9,10)}

E. 頻度

- 毎日：評価ツールをアイソセンタに置いて評価
- 毎月：毎日 + 評価ツールを撮影 FOV の端に置いて評価
- 毎年：毎月 + その他の管電圧についても評価

3.4.2.3 CT 値精度・再現性

A. 目的

CT 値の異なる物質に対して、正確な CT 値を表示できることを確認する。4-10%の相対電子密度の不確かさは、せいぜい 2%しか線量へ影響しないという

報告がある¹⁵⁾。

B. 評価ツール

相対電子密度ファントム (CT 値精度評価ファントム)

C. 評価方法

コミッショニングテストの時に、十分なデータを取得しておくことは重要である。コミッショニングテストでは、相対電子密度または、様々な CT 値を持つロッドが埋め込まれたファントムを使用する。QA の頻度からも、相対電子密度ファントムは各施設、備えるべきである。なお、3 種類 (水、骨、肺等) 以上のロッドが含まれるファントムで十分な評価ができる¹⁶⁾。また、骨相当の CT 値を示す資材として (濃度 40% の) リン酸水素二カリウム水溶液、脂肪組織相当の CT としては高純度のエタノールが利用できるため、水と空気を加えれば 4 種類の資材が揃うことになる。

- (1) 評価ツールをガントリ中心に置く。
- (2) QA 撮影条件で評価ツールを CT 撮影する。
- (3) CT 画像上で各物質の部分に ROI を設置し、平均 CT 値を求める。

D. 許容値

(CT 装置) ベンダー規定値 または $\pm 5\text{HU}$

E. 頻度

毎日: 1 種類以上の物質 (水等)

毎月: 3 種類以上の物質 (水、肺等価物質、骨等価物質等)

毎年: 相対電子密度ファントム

ただし、相対電子密度ファントムを用いた評価は、設置時のコミッショニングテストの時にも行う。治療計画で用いる撮影条件で、管電圧、FOV が複数ある場合は、それらの評価も行うべきである。

3.4.2.4 幾何学的精度

A. 目的

幾何学的精度の位置依存性を評価する。

B. 評価ツール

あらかじめ形状のわかっているファントムを用いる。格子状ファントム等。

C. 評価方法

- (1) 評価ツールを CT 撮影する。

(2) アキシャル断面、MPR 画像で、形状、長さを CT 装置に搭載された評価ツールを利用する。

D. 許容値

ベンダー規定値

E. 頻度

毎日：横軸または縦軸

毎月：両方の軸

3.4.2.5 空間分解能

A. 目的

アキシャル断面における評価と、体軸方向における空間分解能の評価。

B. 評価ツール

様々な空間周波数を有する線状ファントム、または微小なタングステン球が埋め込まれたファントムを使用する。これらは、ベンダー提供、商用のものがある。ベンダー提供のファントムとは別に、商用ファントムでも評価するのが望ましい。線状ファントムやアルミ等のスラブを用いて評価する場合、ファントムのポジショニングの精度が、測定結果に大きく影響する。微小球の場合にはポジショニングが容易であるため推奨したい。

C. 評価方法

(1) 評価ツールをガントリ中心に置く。この時、チルトをさせない。

(2) QA 用撮影条件で CT 撮影する。ヘリカルスキャンを使用する。アキシャルスキャンを行うと、評価ツールが検出器内に投影されるか、2つの検出器にまたがるかで、結果が異なる(図 3-6)。

(3) 点広がり関数 (PSF) やスライス感度プロファイル (SSP)(図 3-7) 等の数値的データとして評価する。

D. 許容値

ベンダー規定値

E. 頻度

1年

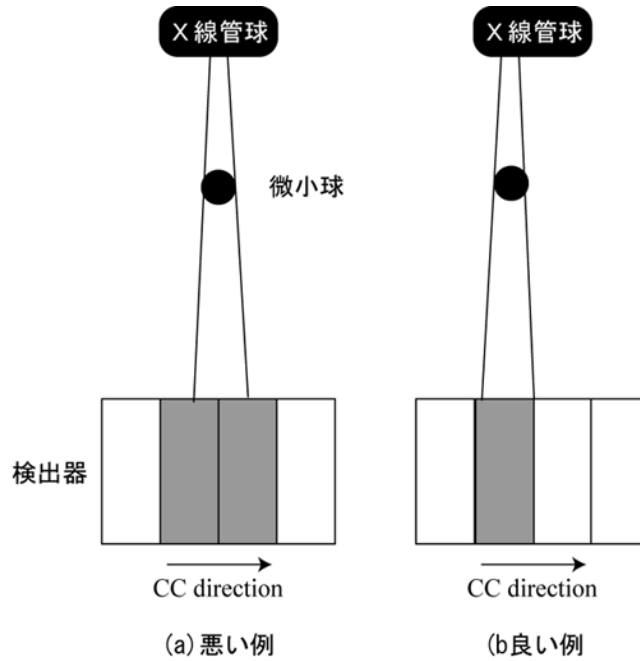


図 3-6 アキシャル撮影でスライス感度プロファイルを測定する場合の、ファントムセッティングの影響。微小球が隣のスライス方向の検出器に若干またがった状態。

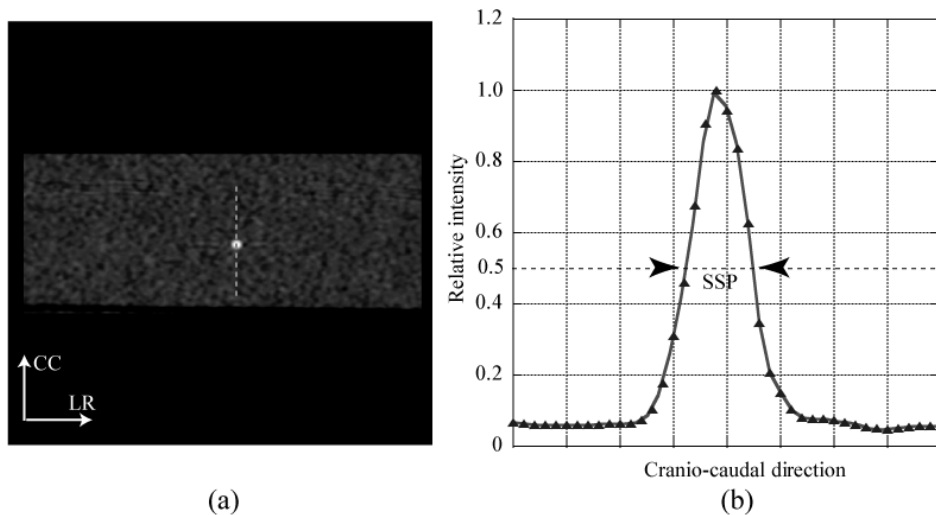


図 3-7 スライス感度プロファイルの評価の例（ヘリカルスキャンによる評価）

(a) 評価ファントムの再構成画像（MPR：拡大再構成）

(b) 微小球上に引いたプロファイル。

3.5 大口径 CT 装置に関する QA

従来、放射線治療計画に使用されていた CT の多くは、ガントリの直径が約 70 cm 以下であり、患者の体位によっては、全体が収まらない場合があった。また撮影 FOV が約 50 cm 以下に制限されていることで、CT シミュレーションを行う上で問題となっていた^{17, 18)}。そこで、最近では、大口径 CT が市販され、撮影 FOV は 70 cm 前後まで可能となった。その反面、高コントラスト分解能の低下や画像ノイズの増加等が報告されている¹⁹⁾。また、CT シミュレーション用 CT は、診断用 CT よりも CT 値が不確かであるとの報告もある²⁰⁾。QA の方法は、前述で説明した評価で構わない。

3.6 まとめ

放射線治療に用いられる CT 装置の品質管理は、診断用の CT 装置とは異なる注意点が存在する。項目によって実施頻度は変わるが、今回列挙した項目はいずれも治療計画を精度よく実施するために必要不可欠である。また、非常に多くの実施時間を費やすことも事実である。それらを緩和するために、例えば解析・評価ソフトとしてメーカー提供、商用、そして自作のものを用意することで、実施時間を短縮できる。撮影は、QA 用のプロトコルとシーケンスを作成しておけば、自動で全ての撮影が終了する。このような工夫をすることで、定常的な QA の実施を比較的簡易にできるはずである。

第4章 X線治療計画システムに関する受け入れテスト

4.1 はじめに

X線治療計画システムの受け入れテストは、装置が仕様通りに機能するかをチェックするテストであり、装置設置後かつ臨床実施の前に、ベンダーとユーザーの共同で実施される。

テスト項目・方法・記録用紙等は両者によって事前に了解されているべきであり、それらは恐らくベンダー提供のものになることが多い。受け入れテストの記録は装置を使用している限り保存しなければならず、次の更新の際にはそれが参考になる。

4.2 テスト項目

4.2.1 ハードウェア

A. 目的

コンピュータ、周辺機器が仕様通りに機能していることを確認する。

B. 評価ツール

納入されたハードウェア。

C. 評価方法

- (1) CPU、メモリ、ディスク仕様をソフトウェアとして付属していると思われるシステム診断機能により確認する。
- (2) 入力機器（デジタルタブレット、フィルムデジタルタイザ、画像データインターフェース、仮想端末、キーボード、マウス等）の機能及び動作を確認する。
- (3) 出力機器（プリンタ、プロッタ、DRR表示ディスプレイ、DVD・DAT・MOドライブ等）の機能及び動作を確認する。

D. 許容基準

仕様書に準じる

E. 頻度

導入時、装置修理及び装置更新時

4.2.2 ネットワーク環境

A. 目的

他の機器とのネットワーク接続の確認。

B. 評価ツール

治療計画装置とネットワークでデータを転送する全ての機器。

C. 評価方法

- (1) データの転送元である CT 装置、核医学診断装置、超音波等の機器、あるいは転送先である患者マネジメント・照合システムとのネットワーク接続を確認する (ping コマンドを利用する等)。
- (2) ネットワーク出力 (入力) の形式 (DICOM、DICOM-3、DICOM-RT 等) を確認する。

D. 許容基準

仕様書に準じる

F. 頻度

導入時、装置修理及び装置更新時

4.2.3 データ転送

A. 目的

各機器への正確なデータ転送の確認。

B. 評価ツール

転送元のデータ (CT、MRI 等) 及び計画装置からリニアック照合システム等へ転送されるデータ。

C. 評価方法

下記の例を参考に、使用が想定される全てのデータ転送において、ネットワークの接続確認、データは転送されるか、転送前後のデータは一致していることを検証する。

- (1) データの転送元である CT 装置、核医学診断装置、超音波等の機器、あるいは転送先である患者マネジメント・照合システムとのネットワーク接続を確認する。
- (2) ネットワークの使用状況及びそれに対する CT・MRI・超音波等の画像を転送する。
- (3) 転送前後での各種画像データの一致を目視で確認する。
- (4) 治療装置あるいは登録・照合システムへ転送された位置情報及びビーム情報を確認する。

- (5) MLC 制御システムへ転送された MLC 形状の情報を確認する。
- (6) 転送された DRR 情報を確認する。
- (7) ブロックカッターや補償フィルタ作成機への転送された情報を確認する。
- (8) シミュレータや仮想シミュレータとの転送情報 (デジタル化したイメージ等) を確認する。
- (9) 放射線腫瘍マネジメントシステムへの転送情報を確認する。
- (10) 3-D 水ファントムシステムからネットあるいは磁気媒体により転送された測定データを確認する。

D. 許容基準

仕様書に準じる

E. 頻度

導入時、装置修理及び装置更新時

4.2.4 ソフトウェア

ベンダー提供の受け入れ項目に準じて実施する。ただし、仕様書に記載されていることが漏れている場合にはその点についても行う。AAPM のタスクグループ 53 のレポートに受け入れテスト項目例が挙げられており、我々もそれを支持する。表 4-1 に要約を示す。

表 4-1 受け入れテストの項目

トピック	テスト
CT 入力	ベンダー準備の CT スキャン標準データに基づき、ユーザが採用予定の形式によって書かれる解剖学的記載の作成。
解剖学的記載	上記 CT スキャン標準データに基づく患者モデルの作成。表面輪郭、内部解剖その他の描出。3-D での対象の作成と表示。
ビームの記載	ベンダー準備の標準ビーム記載を用いて全てのビームの技術機能が作動することの確認。
光子ビーム線量計算	標準光子ビームデータセットでの線量計算の実行。テストには種々のオープン照射野、異なる

	る SSD、ブロック照射野、MLC 形成の照射野、不均質事例、多門での計画、非対称のジョウでの照射野、ウェッジを使用した照射野等を含むべきである。
線量表示、線量体積ヒストグラム	線量計算結果の表示。DVH コードが記載通り機能するか確かめるため、ベンダーが準備した標準線量分布を用いる。ユーザが作った線量分布を追加で使ってもよい。
ハードコピーの出力	与えられた一連の計画での全てのハードコピー文書のプリントアウト。全てのテキスト・グラフ情報が正しく出力されていることの確認。

4.2.5 ベンチマークテスト

A. 目的

標準的データセットを用いた計画装置の基本的性能(主に計算機能)の確認。

B. 評価ツール

ベンダー提供、文献で発表されている、または自施設所有のベンチマークデータを利用する。

C. 評価方法

出力結果がわかっているテストにおいて、同様の照射条件を設定し、計画装置の計算結果が予想される結果と許容範囲内で一致するかを検証する。

D. 許容基準

ベンダー提供値及び文献等の結果との許容範囲内での一致

E. 頻度

導入及び更新時

4.2.6 文書化

計画装置の全体のデザイン、計算理論、性能の限界・詳細情報、また、計画装置に入力したビームデータ等に関する文書を用意し、いつでも参照できるようにすべきである。また、ベンダーが計画装置にデータを入力した場合には、その確認をユーザと共に実施し、その確認記録も保存すべきである。

第5章 線量に関与しないコミッショニング

5.1 はじめに

多機能を有する X 線治療計画システムには、線量計算に直接関与しない多くのプロセスが含まれる。従って、QA プログラムでも線量に関与しないプロセスも取り扱わなければならない。本章では、線量に関与しないコミッショニングとして、まずシステムのセットアップ確認及びカスタマイズから始まり、次に、CT データ取得や患者解剖学的データの作成・転送・登録、続いて、輪郭作成や 3 次元構造作成等の構造体の描出について、最後に、照射野形成装置や照射法に関するビーム情報について記述する。

ここにおける検証では、治療計画装置の上記機能を、その関連機器とのネットワークを介して転送し、表示機能を確認したり、リニアック等の実機での整合性を確認したりすることが重要である。ベンダーは施設ごとに構築されたシステムを使用するため、システム全体のセットアップに関して、仕様書の範囲内でシステムを構築し、それを完結する義務がある。また、ユーザは本章で挙げた項目の他、治療計画装置の種類やユーザの運用法に応じて、必要な QA 項目を追加すべきである。

本章では、コミッショニングについての手順、評価方法と評価基準、最後に単純条件あるいは臨床条件における検証項目について、具体的にまとめている。なお、記載したコミッショニング項目の全てを実施すべきであるとは考えていない。むしろ、施設の治療環境に合わせて臨機応変に対応されることを望んでいる。

コミッショニングに関して、ベンダー側はあくまでその一助を担っただけであり、決して担保を取ったと錯覚してはならない。その責任はユーザ（施設）側にあることを繰り返し述べておく。

5.2 システムのセットアップ確認及びカスタマイズ

X 線治療計画システムは、単独の端末装置のみの構成から、サーバー装置を中核として多数の端末装置や周辺機器が接続された複雑な構成までと様々である。

X 線治療計画システムの使用開始時において、入力しなければならない初期パラメータが数多く存在する。そこで、下記項目を確認することによって、シ

システム全体を把握し、初期パラメータの決定を行う。

(1) ハードウェア

複雑なネットワークにより、複数の端末装置や周辺装置等から構成されている場合は、その構成を図式化し十分理解しておく必要がある。

(2) ソフトウェア

必要に応じて、インストールされている OS の管理、各端末装置間でのデータのやり取りの方式等を確認し、文書化する。

(3) システム利用制限の確認

X 線治療計画システムは一般に高機能を有するために使用法を誤ることもある。それを防ぎ、かつ、日常診療の効率化を図るため、使用できる機能を制限する必要性も出てくる。その制限の方法を確認し、初期条件、また変更した場合には、それらを記録しておく必要がある。

(4) 患者データベース

患者データの構造、特に解剖情報・プラン情報の保存方式を確認する。また、治療が終了した患者ファイルの取り扱い等は前もって決定し、文書化しておく。

(5) X 線治療計画システムデータ変換

システムに入るデータ、外部へ転送されるデータについて、確認やテストをしなければならない。

(6) 表示・出力系

グラフィカル表示、また数値等の出力情報機能や画面出力のハードコピー機能についてカスタマイズができる場合、その方式についてあらかじめ決定する必要がある。

(7) 治療計画プロトコル

治療計画プロセスにおいて、3次元表示法、ビーム設定、表示線量値等の初期値を決めることができる場合には、業務効率だけでなく、QA の観点からも考慮して決定する。

(8) CT 値 - 相対電子密度変換

CT 値 - 相対電子密度変換に関しては、必ず施設の CT 装置で組成がわかっているファントム等を用いた実測 CT 値を基に作成した変換データを治療計画装置に入力する。

(9) データベース

治療計画に用いられるデータを系統的にまとめたものを保持する。これには放射線発生装置・ビーム・ウェッジ・整形の種類・名称等から、機械的移動制限値、表示される座標系の向き等も含まれる。

5.3 患者解剖学的データの作成・転送・登録

5.3.1 CT データ取得

A. 目的

CT データが正しく転送され、表示されていることの検証。

B. 評価ツール

幾何学的情報が既知のファントム。表面にマーカーを貼り、前後・左右・頭尾方向及び $Z=0$ (体軸原点) のスライスが画像上で確認できるようにする。

C. 評価方法

C1. 幾何学的情報の確認

- (1) ファントムを supine・prone・head first・feet first の全ての使用する組み合わせで撮影する。その際、FOV、スライス厚を変える。CT ガントリチルトを利用する場合には、その条件でも撮影する。
- (2) 治療計画装置に転送し、患者方位、FOV、スライス厚・間隔が正しく表示されるか確認する。sagittal、coronal や oblique plane を再構成し、画像が正しい方位を表示しているかを確認する。また、全画像に患者名・ID が表示されているかも確認する。
- (3) $Z=0$ のスライスに意図したマーカーが写っているか確認する。
- (4) ファントムの幅・長さ・高さ、マーカー座標の精度を確認する。

C2. 複数のシリーズ同時使用可否の確認

- (1) ファントムを、FOV・スライス厚を変えて、2つのシリーズに分けて連続して撮影する。
- (2) 撮影された2シリーズを同時に治療計画装置へ転送する。
- (3) 2シリーズを合わせて治療計画に用いることができるか、スライス厚、FOV等の情報に矛盾がないことを確認する。

D. 許容基準

- D1. 幾何学的に矛盾がないこと。メジャー機能を用いた測定では 0.2 cm、 $Z=0$ スライスに関する精度については 0.1 cm の精度が必要。
- D2. 2シリーズを矛盾なく合算して使用できること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.3.2 CT 画像表示と関連ツール

A. 目的

CT データを治療計画装置で正確に表示して使用できることの検証。

B. 評価ツール

5.3.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 5.3.1 項のデータを表示させる。
- (2) 同じ window/level 設定で、CT で作られたハードコピーを治療計画装置の表示と比較する。
- (3) coronal や sagittal 面を再構成し、グレースケールの補間を確認する。
- (4) windowing ・ zooming ・ pan 等の機能を確認する。

D. 許容基準

視覚的に、または補間された CT 値等で問題がないこと。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.3.3 CT 画像を用いない手動及び他のモダリティを利用した患者解剖学的データの作成

A. 目的

手動または MRI、ディジタイザ等の他のモダリティの機能の検証。

B. 評価ツール

使用するモダリティからのデータ。

C. 評価方法

C1. 手動による輪郭作成

任意の形状の仮想ファントムを治療計画装置に手動で作成し、2次元、3次元画像を表示し、メジャー機能または視覚により形状を確認する。

C2. MRI、PET、ディジタイザ等を利用した機能の検証

- (1) 各モダリティから転送されたデータが正しく表示されることを確認する。
- (2) それを利用した機能（フュージョン、輪郭作成）が正しく行われていることを確認する。

D. 許容基準

目的とした情報の利用が可能なこと。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.3.4 患者データベース

A. 目的

患者データの正しい入力及び使用について確認する。同 ID、氏名の混同を防ぎ、複数の解剖学的情報の取り扱い法を確認する。

B. 評価ツール

なし。

C. 評価方法

- (1) 下記事項に関し、患者データを入力し、可能・不可能、及び警告表示の有無を記録する。
 - 同姓名を持った2人の患者
 - 同IDを持った2人の患者
 - 同じ患者の2度入力
 - 同じ患者の2番目の解剖学的情報の登録
- (2) ネットワークで複数の端末で計画できるシステムの場合、複数の端末から同じ患者データにアクセスできない仕様になっているか、または同等の機能を有しているかを確認。
- (3) 患者データのコピー・移動・バックアップ・消去に関する機能の確認。
治療終了した患者に関する取り扱いを決めておくことよい。

D. 許容基準

患者データを混同・重複・誤消去しないこと。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4 構造体の描出

5.4.1 CT 画像を用いた手動輪郭作成

A. 目的

手動輪郭機能の検証。

B. 評価ツール

密度の異なる既知の大きさを含むファントム（水等価媒質中にサイズが既知の低密度物質（コルク等）が内包されているもの等）。

C. 評価方法

- (1) 上記ファントムを CT 撮影し、治療計画装置に転送する。
- (2) 外輪郭及び内部の物質の輪郭を手動で囲う。複数スライスで行う。
- (3) 外輪郭・内部物質の大きさを確認する。
- (4) windowing・zooming・pan 等の条件を変えて行う。自動濃淡等の初期設定がある場合にはその条件での検証も行う。
- (5) 輪郭の修正・移動・削除機能についても確認する。多スライスに渡り、ある輪郭を削除できることを確認する。

D. 許容基準

既知のサイズと一致していること。輪郭修正等の機能が正常に機能していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.2 CT 画像を用いた自動輪郭作成

A. 目的

自動輪郭作成機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 外輪郭を自動輪郭作成機能で囲い、スライスごとに、正確に囲えていることを確認する。
- (2) 内部構造に関しても、自動輪郭機能で囲い、同様に確認する。
- (3) windowing・zooming・pan 等の条件を変えて行う。自動濃淡等の初期設定

がある場合にはその条件での検証も行う。

D. 許容基準

既知のサイズと一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.3 3次元構造の作成

A. 目的

3次元構造作成機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。体軸方向にサイズの変化のあるファントムがよい。

C. 評価方法

- (1) 自動輪郭作成機能により、3次元構造を作成。
- (2) 3次元表示において、構造が正しく表示されていることを確認する。

D. 許容基準

既知の構造を再現していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.4 内挿機能等による輪郭作成

A. 目的

内挿による輪郭作成機能の検証

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 複数の連続しないスライスにおいて、正方形・長方形等の既知のサイズの輪郭を手動で作成する。
- (2) 内挿機能を用いて輪郭のないスライスに新たな輪郭を作成する。
- (3) スケール等を表示させ、目的とする輪郭が正確に作成されていることを検証する。また、3次元表示においても内挿が行われているかを視覚に

より確認する。

D. 許容基準

読み取り誤差の範囲内で正確に輪郭を作成できていること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.5 自動マージン機能

A. 目的

自動マージン機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 5.4.1 項で作成した輪郭に対し、2 次元的に、あるいは 3 次元的に任意のマージン（例えば 2 cm）を取って新たな輪郭を作成する。
- (2) スケール等を表示させ、目的とする輪郭が正確に作成されているかを検証する。また、3 次元表示においても目視により確認する。

D. 許容基準

読み取り誤差の範囲内で正確に輪郭を作成できているか。

E. 頻度

導入時、ソフトウェア及び施設のネットワーク環境及び関連機器の更新時（更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.6 相対電子密度割り当て

A. 目的

相対電子密度の手動割り当て及びピクセルごとの割り当て機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 5.4.2 項で作成した輪郭に対し、水等価（相対電子密度 1.0）、骨相当の高密度（相対電子密度 1.3 等）及び肺相当の低密度（相対電子密度 0.3 等）等に近い密度を順次に手動で割り当てる。

(2) 密度測定ツール等を用いて、それぞれ割り当てた相対電子密度通りの水等価長になっているかを確認する。

(3) 1 ビームによる治療計画を作成し、それぞれの水等価長に反映した MU 値または線量になっていることを確認する。

D. 許容基準

正確に密度が割り当てられていること。また、MU 値が密度に反映して変化すること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.7 ボーラス作成

A. 目的

ボーラス機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

(1) 5.4.1 項で作成した輪郭の外側に、ボーラスを付ける。

(2) 目視により正確に配置されているか、また、密度測定ツールにより目的とする密度が割り当てられていることを確認する。

(3) 1 ビームによる治療計画を作成し、MU 値（あるいは線量）がボーラスを反映していることを確認する。

D. 許容基準

配置が正常で密度が正確に割り当てられていること。また、MU 値がボーラスの挿入に応じて変化していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.4.8 点・線・マーカーの定義

A. 目的

点・線・マーカー機能の検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項の CT 画像データ。

C. 評価方法

- (1) 5.4.1 項で作成した輪郭の座標が既知の点にマーカー等を加える。
- (2) 3次元表示、BEV 等でそれが正しく表示されているかを確認する。
- (3) マーカーの線量を計算可能な場合、線量が既知の点にマーカーを設定し、正しい線量を出力するか、確認する。

D. 許容基準

視覚確認で、正常に表示されること。また、正確な線量を出力していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5 ビーム情報

5.5.1 マシンパラメータの確認

A. 目的

マシンに関する各種パラメータが正常であることを検証し、出力情報や画面のハードコピーを作成する。

B. 評価ツール

なし。

C. 評価方法

下記項目を参考に、放射線発生装置に入力されているパラメータを確認し、出力する。既にベンダー等より出力情報が供給されている場合にはそれと画面上の表示の照合でもよい。

- ビームパラメータ（放射線発生装置種類・名前・エネルギー）
- ビーム幾何学（アイソセンタ位置、テーブル位置、ガントリ・コリメータ・テーブルの各角度）
- 照射野定義（線源からコリメータ・トレー・MLC までの距離、対称・非対称、ブロック形状、MLC セット）
- ウェッジ（名前、タイプ（物理・動的・オート）、角度、照射野制限、方位、アクセサリ制限）
- ビーム修飾用具（補償フィルタ、ボラス、強度変調）

- 規格化（ビームウェイト・線量）

D. 許容基準

各種パラメータが正常に入力されていること。

E. 頻度

導入時，ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.2 マシンパラメータの制限

A. 目的

マシンパラメータ（照射野サイズ、カウチ角度等）が、5.5.1 テストにより規定された範囲を超えて入力できないかを検証する。

B. 評価ツール

5.5.1 項で作成した出力情報やハードコピー、任意のファントムデータ。

C. 評価方法

5.5.1 項で作成した出力情報やハードコピーの各パラメータ（例：照射野サイズ、コリメータ、カウチ角度等）について、規定された範囲外の値の入力が行われないことを確認する。

D. 許容基準

規定外の値の入力が行えないこと。

E. 頻度

導入時，ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.3 コリメータ・ジョウ設定

A. 目的

コリメータやジョウが正確に設定できることを検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

- (1) 最小・最大の正方形、及び任意の矩形照射野を形成する。
- (2) 横断面、BEV にて、正確にサイズが表示されているかをスケール等により確認する。

- (3) 矩形照射野に関しては、コリメータを回転しても正確に表示されることも確認する。
- (4) 非対称ジョウを設定し、同様に横断面、BEV で確認する。
- (5)(1) と同様の矩形照射野において、コリメータを回転させ、正確な表示を確認する。

D. 許容基準

スケール等の計測精度内で値が一致していること。

E. 頻度

導入時，ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.4 ブロック定義・形状

A. 目的

ブロックが正確に設定されることを検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

- (1) 臨床で使用する典型的なブロック形状の1つを作成する。
- (2) 横断面、BEV にて、正確にブロックが表示されていることを確認する。
- (3) 線量計算させ、ブロックの遮蔽が有効になっていることを確認する。
- (4) ブロック種類（鉛等）が保存できる場合、それを実行し、再読み出しが可能であることを確認する。

D. 許容基準

スケール等の計測精度内で値が一致していること。

E. 頻度

導入時，ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.5 MLC（マルチリーフコリメータ）

A. 目的

MLC が正確に設定できることを検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

- (1) 臨床で使用する典型的な MLC 形状の 1 つを作成する。
- (2) 横断面、BEV にて、正確に MLC 形状が表示されているかを確認する。
- (3) 線量計算させ、MLC の遮蔽が有効になっているかを確認する。
- (4) 計画を保存し、それを再呼び出し時に、MLC 情報も保存されていることを確認する。
- (5) リーフのオーバーラン、マルチ照射野作成の可否等、5.5.2 で記述しきれない MLC 駆動に関する制限があれば記載する。

D. 許容基準

スケール等の計測精度内で値が一致していること。再呼び出し時には、正確に MLC 形状を再現していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.6 自動照射野形成

A. 目的

標的体積にフィットする自動照射野作成機能の検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

- (1) 直方体形状の標的体積を作成する。
- (2) 標的体積に対し、任意のマージン（例えば 1 cm）でフィットする照射野（または MLC、ブロック）を自動で作成する。
- (3) 横断面、BEV にて、正確に照射野形状が作成されていることを確認する。
- (4) マージンを変えて同様のことを行う。
- (5) 卵型、あるいは凹型構造を持つ標的体積を作成し、同様のことを行う。

D. 許容基準

スケール等の計測精度内で値が一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連

機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.7 ビームセットアップの確認

A. 目的

SAD、SSD のセットアップを正確に設定できることを検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

- (1) SAD 法により、10 cm × 10 cm 照射野のビームをアイソセンタ 10 cm 深に設定する。
- (2) SSD の値が SAD - 10 cm となっているか確認する。
- (3) 表面での照射野サイズが、9 cm × 9 cm になっている（SAD100 cm の場合）ことを確認する。
- (4) 同じ方向からのビームを追加し、SSD セットアップにし、表面でのサイズが 10 cm × 10 cm になっていることを確認する。
- (5) アイソセンタ、あるいはビーム入射点をマニュアルで移動し、意図した通りにビームが移動することを確認する。また、SAD と SSD を切り替えた際や、アイソセンタを体輪郭外にした場合についての動作も確認する。

D. 許容基準

スケール等の計測精度内で値が一致していること。意図した通りにビームが移動すること、また、セットアップの切り替えによる動作が正常であること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.8 ガントリ・コリメータ・テーブル角度

A. 目的

ビーム表示系の検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

ガントリ、コリメータ、テーブル角度を変え、表示・線量分布が正確に表示

されていることを確認する（最低でも 90° 刻みで 4 種類以上は行う）。確認は、横断面・BEV・3次元表示でそれぞれ行う（3次元表示では、回転、ズーム機能等も確認する）。

D. 許容基準

スケール等の利用で表示値と一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェア及び施設のネットワーク環境及び関連機器の更新時（更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.9 アーク（回転）照射

A. 目的

アーク照射の各パラメータの設定値を検証する。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

（1）ガントリのスタート角度、ストップ角度が正確であることを確認する。

回転方向（CW、CCW）が正しいことも確認する。

（2）MU/degree 値が正しいことを確認する（例：90° と 150° で、100MU と 300MU 照射等を設定する）。

D. 許容基準

各パラメータの設定値が一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.10 ウェッジ

A. 目的

ウェッジが正しく適用、また表示されていることを検証する。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

（1）各ウェッジに関し、単純な線量分布を計算させ、ウェッジの表示及び線

量分布の傾斜が正常であることを確認する。

(2) コリメータを回転させ、ウェッジの向きも対応して回転していることを確認する。

(3) ウェッジ着用時の最大照射野を超えた値（または最小照射野より小さい値）を入力すると、ウェッジを使用できない（選択できない、または照射野入力ができない）ことを確認する。

D. 許容基準

視覚確認で問題がないこと。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.11 ビーム表示

A. 目的

ビーム表示が正常であることの検証。

B. 評価ツール

任意のファントムデータ。

C. 評価方法

(1) 体軸（Z軸）の原点（Z=0 スライス）をアイソセンタとする、ガントリ0度、コリメータ0度、10 cm × 10 cm 照射野ビームを作成する。

(2) Z=±5 cm スライス及び Sagittal 方向 ±5 cm 画像スライスを表示させ、ビームがアイソセンタ高さでコリメートされていることを確認する。

(3) ガントリ角度を90度にし、同様に、コロナルスライスも確認する。

D. 許容基準

スケール等の利用で表示値と一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時（バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する）。

5.5.12 DRR 表示

A. 目的

DRR 表示の正確さの検証。

B. 評価ツール

5.4.1 項のファントムデータ。

C. 評価方法

(1) 5.4.1 項のファントムデータ(サイズ・位置が既知の密度の異なる部位を含むファントムデータ)に対し、ビームを作成し、DRR 画像を表示させる。

(2) 密度の異なる部位が正確に表示されていることを確認する。

D. 許容基準

スケール等の利用で表示値と一致していること。

E. 頻度

導入時、ソフトウェアのバージョンアップ時、施設のネットワーク及び関連機器の更新時(バージョンアップ、更新の程度に応じて臨機応変に対応する)。

5.6 まとめ

機能が日進月歩で進む治療計画装置において、上記以外の検証項目についても、ユーザが自ら検証項目を挙げ、実施していくことが重要である。例えば、補償フィルタ、ポータルイメージの検証もその1つである。その表示等の手法は X 線治療計画システムに大きく依存する。また、治療装置側へ計画したプランデータが正確に転送されているかを検証することも重要である。よって、一概に評価方法を定めることはできないが、臨床使用前には、ユーザによる検証が必要であることは言うまでもない。

解剖学的データ(CT や MRI の画像データとその付帯情報)、解剖学的モデル(臓器や標的等の構造物の描画データ)、プラン情報(治療ビームの幾何学的データ)及び線量情報(MU 値、線量分布とその投与点、規格化点のデータ)の転送については、CT、MRI 等のモダリティ間での直接転送の他に、RIS、CT シミュレータ、治療計画支援システム、他ベンダーの X 線治療計画システム、MU 値及び線量分布検証システム間での相互転送が可能なシステム構築をする場合がある。このようなシステムでの検証においては、画像データの一部欠如、ストラクチャのクラス変更による統合、MLC ファイルの転送の可否とその前後の整合性、線量投与点と規格化点の一致等、転送形態に依存したデータ量の減少によって生じる転送後の情報欠落、質的变化について十分に検証し、導入時のリストを作成しておくことを推奨する。

第6章 線量に関するコミッショニング

6.1 はじめに

治療計画で計画された線量や線量分布が患者体内に正確に投与されることは非常に重要である。実際の治療時には、様々なエネルギーや照射野形成装置を組み合わせることにより、患者体内において最適な線量分布が形成され、照射される。このことから、治療計画装置には、様々な照射条件下においても絶対線量や線量分布に対して高い計算精度が要求される。ユーザは治療計画装置に実装された計算アルゴリズムの特性を十分理解し、計算精度を把握した上で、適切な臨床利用を心掛けなければならない。

以上より、放射線治療のQA²¹⁾はもとより治療計画装置のQA¹⁻⁴⁾において、線量に関するコミッショニングは非常に重要である。線量に関するコミッショニングの目的についてまとめると、

- (1) 治療計画装置に実装された線量計算アルゴリズムの特性を理解すること、
- (2) 線量計算精度を十分把握し、精度向上のために線量計算の不確定度を最小限にするように努めること、
- (3) 不適切な臨床使用を避けるために、臨床的に許容できる範囲を明確化すること、

にある。

本章では、第5章同様、コミッショニングについての手順等を具体的にまとめてある。ここでも、コミッショニングに関する責任は、ユーザ側にあることを理解しておかなければならない。

6.2 線量に関するコミッショニングの手順

6.2.1 コミッショニング計画の立案

治療計画装置に実装された線量計算アルゴリズムを把握し、施設ごとの実況に合ったコミッショニング計画を立案する必要がある。治療計画装置の種類、並びにその使用状況に応じて、測定データの収集から治療計画装置のデータ入力、データ転送、ビームモデリングに到るまで、多くの検証項目を検討しなければならない。更に、計算線量分布の評価においては、その評価基準の設定と評価手法の確立が重要となる²²⁻²⁵⁾。

6.2.2 ビームデータ

ビームデータの不具合は、これから予定される全ての過程に反映されるので、ビームデータの測定には慎重を要する。なぜなら、例えば、小照射野に対する線量投与を考えるとすると、大きな有感体積を持つ線量計で測定されたデータが治療計画装置に入力されている場合、その時点で、小照射野サイズに対する治療計画装置の線量予測精度が悪くなる可能性が大いにあり、臨床利用は慎重にせざるを得ない。利用する線量計の種類（電離箱、半導体等）に関しても、その特性を十分に理解してから扱わなければならない。また、治療計画装置の種類によって、ビームデータの測定法や必要なデータが異なる場合が多いので扱いには注意が必要である。

それゆえ、施設ごとに臨床目的にあったビームデータの測定が必要であり、複数の線量計による測定結果の比較検証を実施した上で、目的に応じた測定法を決定しなければならない。また、測定には、3D水ファントムシステムの駆動系のチェックや測定データのサンプリング間隔の決定等についても検証する必要がある。

6.2.3 治療計画装置へのビームデータの転送確認

ビームデータファイルのヘッダ情報に記録される項目（エネルギー、照射野サイズ、ガントリ、コリメータ角度等）と治療計画装置が必要とする項目間の整合性を確認することが重要である。例えば、治療計画装置によってはコリメータ角度に対して照射野対角線方向のプロファイルと通常プロファイルを区別する場合等が挙げられる。

そして、転送前後のデータ間隔、データ数の変化を確認しておく必要がある。治療計画装置によっては自動的にデータ間隔（数）を決定してしまうもの、3D水ファントムシステムツールによっては転送時、データ間隔を指定できる機能を有するものがある。

6.2.4 線量投与点と線量分布の規格化確認

計算値と実測値を比較する上で、治療計画装置の線量投与点の設定に関する機能と線量分布の規格化に関する機能については十分に確認しておく必要がある。治療計画装置によっては、線量投与点と線量分布の規格化方法を独立して任意のポイントやアイソドーズライン、線量体積指標（D95等）に設定できる機

能を有しているものがある。

例えば、通常の放射線治療では、ICRU基準点に指示線量を投与して、その点で線量分布を規格化することが一般的な線量分布の表現手法と考えられる。実際の放射線治療計画において、これらの機能を十分に理解しておくことが非常に重要である。線量投与点と線量分布の規格化の方法を変更することは、腫瘍並びに正常組織への指示線量の変更を実施していることと同様であるからである。この作業は放射線腫瘍医のみが行える作業であり、意図しない変更による線量で、治療が実施されることは決してあってはならない。

6.2.5 線量検証の実施

治療計画装置による線量計算結果と測定データの比較、解析を実施する上で、評価項目は次の3つに大別される。

(1) ビームモデリング検証

治療計画装置にて線量計算を行うには、入力されたビームデータを基に、線量計算で実際に用いるビームデータを作成するためのフィッティング作業等、各施設での臨床条件に適応させるためのモデリング作業を実施する必要がある。これをビームモデリングと呼ぶ。ビームモデリングは治療計画装置によって方法が異なるので、ここでは詳細について触れない。しかしながら、線量計算結果に大きな影響を与える要素の1つであるため、十分理解した上で慎重に作業に当たるべきである。そして、ビームモデリング終了後はビームモデリング精度の検証を実施する必要がある。計算結果と実測結果を比較して放射線発生装置のビーム特性を再現していることを確認する。いわゆるコミッショニングを実施する必要がある。

ビームモデリングをベンダーに依頼する場合であっても、ユーザは独立してモデリング結果を確認すべきである。ユーザとベンダーによるダブルチェックを実施し、その確認結果を書面で残すべきである。

(2) 単純条件での検証

単純条件での検証とは、単純モデルファントムを利用したビーム幾何学的条件における基礎的線量検証である。

(3) 臨床条件での検証

様々な形状及び材質のファントムを利用したビーム幾何学的条件の組み

合わせによる、臨床使用に近い条件での線量検証である。矩形ファントムを利用した非公称SSD、ビーム斜入射、線量指示点のアソセンタ以外への移動等の検証、また人体模擬ファントムを使用した不均質補正に関する検証、更に複雑な条件下での検証等も十分考慮されるべきである。

6.3 評価方法と評価基準

本ガイドラインにおける評価方法や評価基準は ESTRO Booklet NO.7³⁾に準ずる。

6.3.1 領域の定義

計算値と実測値の比較は、Venselaar ら^{3, 22)}の提案した次の4領域に分類した偏差； δ によって行う（図 6-1）。

- ・ δ_1 ；最大線量深を超えたビーム中心軸上。高線量でかつ、低線量勾配な領域。
- ・ δ_2 ；ビルドアップ領域、半影領域、並びに不均質領域が存在する場合のその境界近傍領域。一般的に半影領域とは、次のいずれかの条件に該当するような領域を云う。
 - ✓ 線量基準点（例えば、アイソセンタ、最大線量点）に対する 20%線量と 80%線量間の領域
 - ✓ 幾何学的照射野幅の 80%を超え、線量基準点に対する 20%線量以内の領域

ただし、ウェッジ照射野での半影の決定や、センタブロックの挿入されたプロファイルでの半影の決定等には、一般的な線量基準点に対する 20%線量と 80%線量間の幅が適用できない。このような場合は、次のようないずれかの方法によって適宜、半影領域を決定する必要がある。

- ✓ 幾何学的照射野幅 \pm mm の領域（例えば 5 mm）。
- ✓ %/mm のように高線量勾配で表される領域。例えば 3%/mm、5%/mm、12%/mm。
- ・ δ_3 ；最大線量深を超えた照射野内領域。高線量でかつ、低線量勾配な領域。 δ_1 の領域は含めない。
- ・ δ_4 ；照射野外領域。半影領域に続く低線量でかつ低線量勾配な領域。

ただし、プロファイルの終端は臨床上必要と考えられる範囲を含めること。

更に、次の2つの評価項目を照射野サイズの偏差、並びにプロファイル形状の

偏差として提案する。ビームフリンジは、特に不均質領域でのプロファイル形状の評価に有効である。

- ・ $\delta(RW_{50})$; 照射野サイズの偏差
- ・ δ_{50-90} ; ビームフリンジ、プロファイル形状の偏差

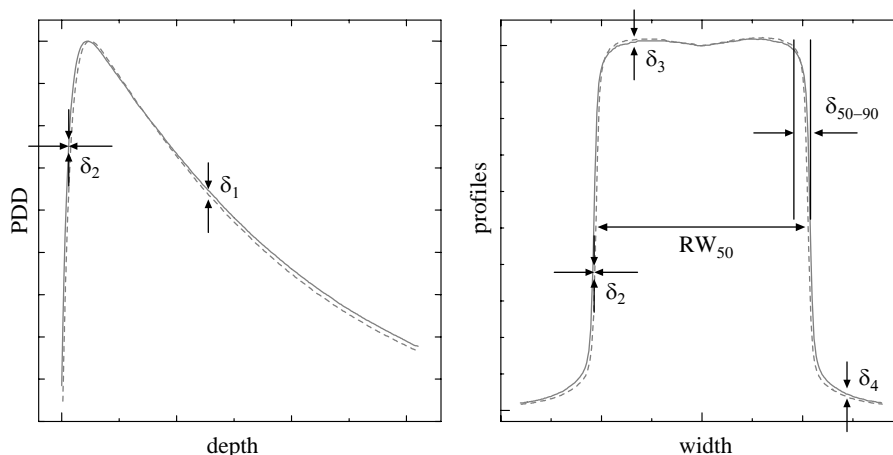


図 6-1 線量評価領域の定義。

実線は実測によるプロファイル、破線は計算によるプロファイルである。

6.3.2 偏差の定義

評価基準の統一、並びに適切な評価のためには、 δ の計算方法を定義する必要がある。計算値と測定値の線量に関する偏差の計算式を次に示す。

偏差： δ_1 、 δ_2 、並びに δ_3 に対して、

$$\delta_{i=1,2,3} = 100\% \times (D_c - D_m) / D_m, \quad (6.1)$$

となる。ここで、 D_c 、 D_m は同一位置でのそれぞれ計算値と測定値である。また、照射野外領域では勾配を持つ低線量域であるため、測定値 D_m の不確かさが大きく、更に計算精度の限界が大きく関与してくる領域である。それゆえ、 δ_4 に対しては、安定した測定値で代用して規格化する。

$$\delta_4 = 100\% \times (D_c - D_m) / D_{m,cax}. \quad (6.2)$$

なお、 $D_{m,cax}$ は中心軸 (central axis; cax) 上での測定値を表す。

また、例えば、3%/mm を超えるような高線量勾配な領域で、 δ_2 は距離の偏差としても表される場合がある（図 6-2）。1D 表示の場合は（図 6-2 a））、点 i での測定値を $r_m(i)$ 、対応する計算値を r_c とすると、

$$\delta(i) = |r_m(i) - r_c| \quad (6.3)$$

また、2D 表示の場合（図 6-2 b））は全称記号を利用し、

$$\delta(i) = \forall_{r_c} \left\{ \min |r_m(i) - r_c| \right\} \quad (6.4)$$

すなわち、任意の r_c に対する $|r_m(i) - r_c|$ の最小値、すなわち距離の最小偏差を $\delta(i)$ とする。従って、

$$\delta_x(i) = X_m(i) - X_c, \quad \delta_y(i) = Y_m(i) - Y_c \quad (6.5)$$

$$\delta(i) = \sqrt{\{\delta_x(i)\}^2 + \{\delta_y(i)\}^2} \quad (6.6)$$

となる。

照射野サイズの偏差： $\delta(\text{RW}_{50})$ については、照射野サイズ： A によって距離の偏差と比率の偏差で表現を区別する。

$$\delta(\text{RW}_{50}) = \begin{cases} \left| (\text{RW}_{50})_c - (\text{RW}_{50})_m \right| \text{ [mm]} & (A < 20[\text{cm}]) \\ \frac{\left| (\text{RW}_{50})_c - (\text{RW}_{50})_m \right|}{(\text{RW}_{50})_m} \times 100 \text{ [%]} & (A \geq 20[\text{cm}]) \end{cases} \quad (6.7)$$

なお、ビームフリンジ、プロファイル形状の偏差： δ_{50-90} については、

$$\delta_{50-90} = \left| \left(\frac{\text{RW}_{50} - \text{RW}_{90}}{2} \right)_c - \left(\frac{\text{RW}_{50} - \text{RW}_{90}}{2} \right)_m \right| \text{ [mm]}, \quad (6.8)$$

で定義される。

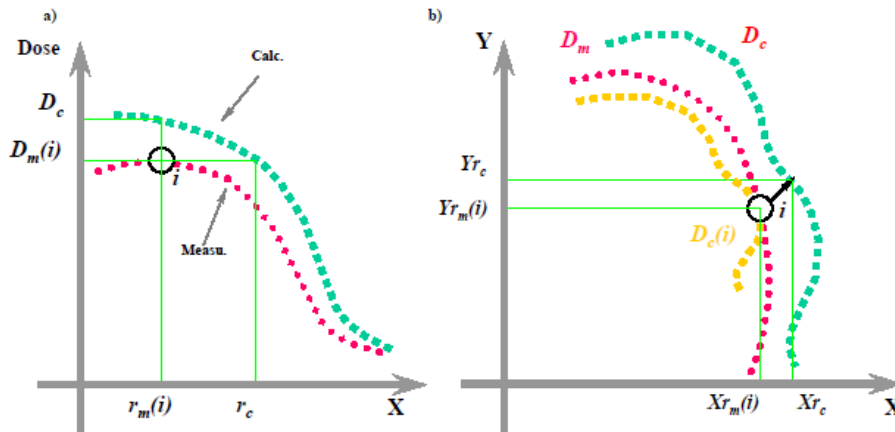


図 6-2 偏差算出法の概略図。a)1D 表示、b)2D 表示の場合。

6.3.3 多数点に対する評価

PDD、プロファイル、アイソドーズカーブのような相対線量分布に対する評価は、多数点の偏差に対する総合的な評価を必要とする場合がある。例えば、全体の評価点の中である数点の偏差のみが評価基準を満足していない場合があったとする。しかしながら、このような場合の多くは、総合的には満足できる検証結果が得られていることが多い。

Venselaar ら²²⁾は、次のような定義を提唱した。多数点に対する評価基準として信頼限界 (confidence limit ;) を定義し、その信頼限界は系統的不確定度と偶発的不確定度の 1 次結合として次式で表現される。

$$\Delta = \left| \overline{\delta(i)} \right| + 1.5 \times SD \quad (6.9)$$

すなわち、それぞれの評価点 i に対する計算値と測定値間の偏差 $\delta(i)$ における平均の絶対値と、評価点数に対するその $\delta(i)$ の標準偏差 (1 standard deviation ; SD) の 1.5 倍で表現する。もし、荷重係数 > 1.5 を採用すれば、偶発的誤差の影響が大きくなり、測定値のばらつき、データ間隔 (評価点 i の間隔) の影響が強くなる。荷重係数 1.5 は、Venselaar らの検証経験に基づいた値である。従って、評価結果が採用するパラメータによって統計的に変化することに留意する必要

がある。

6.3.4 評価基準

評価基準は、ビームの幾何学的設定によって区別するべきである。例えば、単純なオープンビームによる計算値の評価基準よりウェッジやMLCを併用したビームによる計算値の評価基準のほうが、より大きい許容値が設定されるべきである。評価基準を表 6-1 に示す³⁾。

表 6-1：評価基準のまとめ

評価基準	(1)	(2)	(3)
	均質、 オープン 対称ビーム	ウェッジ、MLC挿入 非対称ビーム、 単純不均質	2つ以上の組み合わせ で修飾されたビーム
δ_1 (中心軸： 高線量、低線量勾配)	2 %	3 %	4 %
δ_2 (ビルドアップ、半影領域： 高線量、高線量勾配)	2 mm 10 %	3 mm 15 %	3 mm 15 %
δ_3 (δ_2 の領域を除いた照射野内： 高線量、低線量勾配)	3 %	3 %	4 %
δ_4 (照射野外： 低線量、低線量勾配)	3 % (30 %)	4 % (40 %)	5 % (50 %)
$\delta(RW_{30})$ (照射野サイズ)	2mm 1%	2mm 1%	2mm 1%
δ_{30-90} (ビームフリッジ)*	2mm	3mm	3mm

*不均質内プロファイルの評価に有効

6.4 検証項目

6.4.1 ビームモデリング検証

A. 目的

治療計画装置での線量計算において、線量計算アルゴリズムによっては、入力されたビームデータを解析的手法に基づいてモデリングして使用する。それゆえ、モデリングの精度がそのまま線量計算結果に影響するので、その精度を評価する必要がある。

B. 評価ツール

入力されたビームデータとモデリングされたビームデータ、並びに治療計画装置のモデリングタスクに用意された検証評価アプリケーション。

C. 評価方法

6.3.1に準ずる

D. 許容基準

表6-1の(1)

6.4.2 単純条件での検証

A. 目的

単純条件での検証とは、誤照射を防止し、大きな医療事故を防ぐために実施するレベルのテストである。ただし、臨床使用での放射線治療の品質維持に対しては不十分である。

B. 評価ツール

最大照射野での測定が可能である水ファントム。0.6 cc電離箱線量計、0.1 cc程度の電離箱線量計、並びにレファレンスクラスの電位計。

C. 評価方法

C1. 相対線量分布の検証

1Dもしくは2Dの比較方法いずれでもよい。1Dの場合は、アイソセンタを通る断面の少なくとも1つ以上のPDDと3つ以上のprofile(治療計画装置の基準深とそれ以外に2つの深さ)に対して比較すること。例えば、 d_{max} 、深さ10 cm、深さ20 cm等。

ここでは、治療計画装置のモデリングタスクに用意されたアプリケーションを有効利用してもよいが、可能であればプラン作成タスクでの線量計算によって結果を検証することが望ましい。

具体例を以下に示す。

- ・ オープン正方形照射野 5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、20 cm × 20 cm、30 cm × 30 cm、40 cm × 40 cm
- ・ オープン矩形照射野 5 cm × 20 cm、20 cm × 5 cm
- ・ ウェッジ照射野 5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、15 cm × 15 cm、最大正方形照射野、最大矩形照射野

C2. 絶対線量の検証

線量評価点は複数の深さで実施することが望ましい。絶対線量の測定条件で

は深さ10 cmが推奨されているので、この深さ以外の検証も実施する。なお、線量計の設置位置はアイソセンタとする。

具体例を以下に示す。

- ・ オープン正方形照射野 5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、20 cm × 20 cm、30 cm × 30 cm、40 cm × 40 cm
- ・ オープン矩形照射野 5 cm × 20 cm、20 cm × 5 cm
- ・ ウェッジ照射野 5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cm、15 cm × 15 cm、最大正方形照射野、最大矩形照射野

最小照射野サイズは、施設の治療計画環境に応じて立案されたコミッションング計画によって決定する。PC制御でコリメータが駆動することによるフルエンス変化でウェッジビームを形成する非物理ウェッジ(enhanced dynamic wedge、virtual wedge等)は、その最小設定可能MUや最小照射野幅を確認する。コリメータの駆動時間における各照射条件に対する照射線量の特性を理解しておく必要がある。

D. 許容基準

6.3 節 評価方法と評価基準を参照。

6.4.3 臨床条件での検証

A. 目的

臨床条件での検証とは、6.1節の線量に關与するコミッションングの目的の確立のために実施する。すなわち、計算アルゴリズム理論、その限界を理解した上で、臨床使用での線量計算の不確定度を最小にし、線量計算アルゴリズムの不適切な臨床使用を避けるために、臨床的に許容できる範囲を明確化するために実施するテストである。

B. 評価ツール

単純条件での検証での評価ツールに加えて、3D水ファントムシステム.場合によっては組織等価固体ファントム、フィルム、微小容積電離箱、半導体検出器、ガラス線量計(素子)、TLD等。

C. 評価方法

- (1) 相対線量分布の検証は、1Dもしくは2Dの比較方法いずれでもよい。1Dの場合は、アイソセンタを通る断面の少なくとも1つ以上のPDDと3つ以上のprofile(治療計画装置の基準深とそれ以外に2つの深さ)に対して比

較すること。例えば、 d_{max} 、深さ10 cm、深さ20 cm等。

(2) 絶対線量検証には、線量評価点がアイソセンタ以外であったり、斜入射したビーム軸上に存在したりする。従って、3D走査できる水ファントムの使用が必要となる。

(3) 絶対線量検証に使用する電位計は、レファレンスクラスの性能が確保されたものを使用する。

具体的な項目を6.4.3.1以降に示す。

D. 許容基準

6.3 節 評価方法と評価基準を参照。表 6-1 ビームの幾何学的設定と δ によって区別した評価基準より、6.4.3.1 以降の各項目について該当する番号(例えば(1))を提示する。

6.4.3.1 様々な SSD でのセットアップ

A. 評価項目

照射野 10 cm × 10 cm、SSD=100 cm、80 cm、130 cm 等における PDD、Profile、中心軸上での絶対線量を評価する(図 6-3)。

B. 許容基準

表 6-1 の(2)

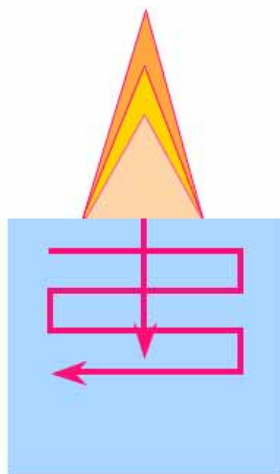


図 6-3 様々な SSD でのセットアップに対する測定図

6.4.3.2 オープン斜入

A. 評価項目

照射野 10 cm × 10 cm、SSD=100 cm(水ファントムとガントリの配置において、その角度設定に限界があるので注意が必要) Gantry 30 ° 等、水または固体ファントムの大きさに合わせて、可能な角度に対する PDD、Profile、中心軸上での絶対線量を評価する(図 6-4)。

斜入射の相対線量分布の検証において、深さ方向の検証は可能であればビーム中心軸に沿ったプロファイル(PDD)を測定することを推奨する。

横方向の検証は必ずしもビーム中心軸に対して垂直方向のプロファイルである必要はない。水面に平行なプロファイルを測定し、治療計画装置で対応するプロファイルを出力してもよい。

B. 許容基準

表 6-1 の(2)、または任意平面での Profile の場合は(3)。

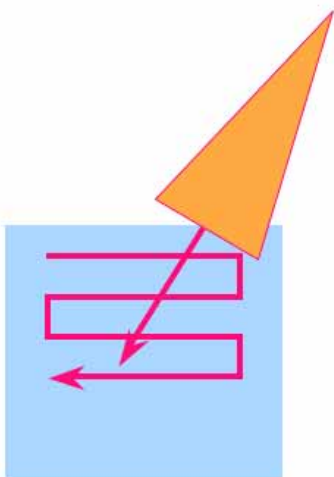


図 6-4 オープン斜入に対する測定図

6.4.3.3 ウェッジ斜入

A. 評価項目

照射野 10 cm × 10 cm、使用頻度の高いウェッジ角度、計算アルゴリズム上誤差の生じやすいウェッジ角度等、SSD=100 cm(水ファントムとガントリの配置において、その角度設定に限界があるので注意が必要) Gantry 角度 30 ° 等、水または固体ファントムの大きさに合わせて、可能な角度に対する PDD、Profile、中心軸上での絶対線量を評価する(図 6-5)。

斜入射の相対線量分布の検証において、深さ方向の検証は可能であればビーム

ム中心軸に沿ったプロファイル (PDD) を測定することを推奨する。

横方向の検証は必ずしもビーム中心軸に対して垂直方向のプロファイルである必要はない。水面に平行なプロファイルを測定し、治療計画装置で対応するプロファイルを出力してもよい。

B. 評価基準

表 6-1 の(2)、または任意平面での Profile の場合は(3)。

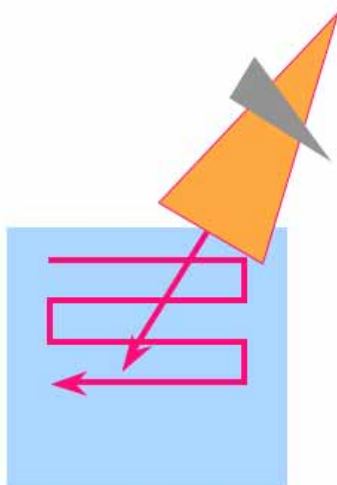


図 6-5 ウェッジ斜入に対する測定図

6.4.3.4 照射野内の組織欠損

A. 評価項目

照射野 20 cm × 20 cm に対する中心軸上での絶対線量や PDD、Profile を評価する (図 6-6)。

組織等価固体ファントムを使用する。上方のファントム厚さ t を変化させることで照射野内の組織欠損の影響を (a)側方散乱成分の減少として、(b)前方散乱成分の減少として捉えることができる。

線量計の挿入位置に対する初期ファントム厚は少なくともエネルギーに応じたビルドアップを考慮する必要がある。PDD、Profile 並びにウェッジ照射野は可能であれば測定する。

B. 許容基準

表 6-1 の(2)

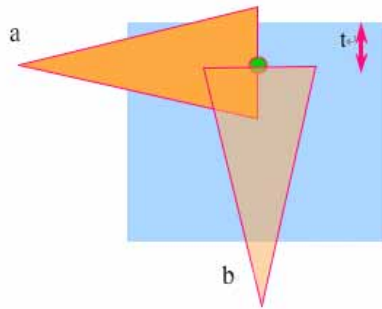


図 6-6 照射野内の質量欠損に対する測定図

6.4.3.5 オープン非対称照射野

A. 評価項目

非対称照射野に対する PDD、Profile、照射野センタでの絶対線量を評価する（図 6-7）。

B. 許容基準

表 6-1 の(2)

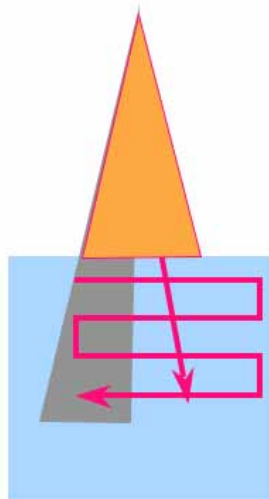


図 6-7 オープン非対称照射野に対する測定図

6.4.3.6 ウェッジ非対称照射野

A. 評価項目

6.4.3.5での設定にウェッジを挿入する。ウェッジ挿入方向は、照射野のオフセット方向がウェッジ傾斜方向になる場合とウェッジ非傾斜方向になる場合の2通りで検証する（図6-8）。

非対称照射野に対するPDD、Profile、照射野センタでの絶対線量を評価する。

B. 許容基準

表6-1の(3)

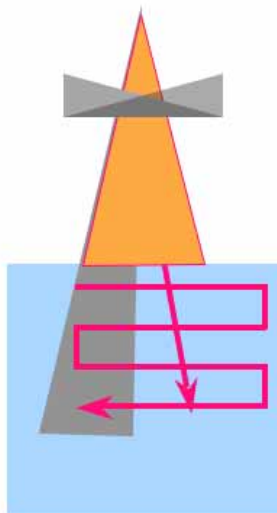


図 6-8 ウェッジ非対称照射野に対する測定図

6.4.3.7 不整形照射野

A. 評価項目

図6-9に示すようなMLCによる不整形照射野に対するPDD、Profile、中心軸上、または照射野センタでの絶対線量を評価する。ブロックにより不整形照射野を形成する場合は、ブロックによる不整形照射野での検証も必要である。

コリメータ照射野とMLC照射野の面積比が大きいfield，臨床想定されるMLC照射野。

B. 許容基準

表6-1の(2)、または(3)

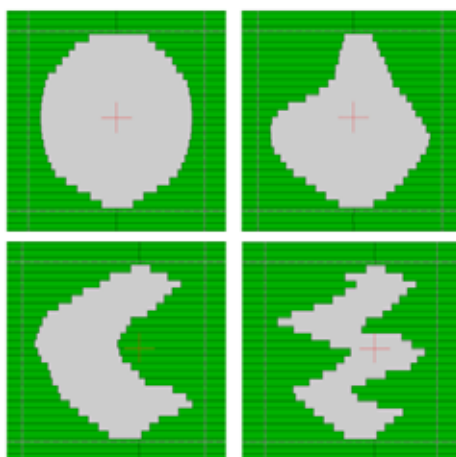


図6-9 不整形照射野形状例

6.4.3.8 上記(6.4.3.1から6.4.3.7)のテストの組み合わせ

A. 測定項目

上記6.4.3.1から6.4.3.7までのいくつかのテストを組み合わせた中心軸上の照射野センタ等、ICRU基準点での絶対線量を評価する。

B. 許容基準

表6-1の(3)

6.4.3.9 ビルドアップ領域

A. 評価項目

ビルドアップ領域の線量は、SSD、off axis位置、斜入射、ビームモディファイアの挿入等、様々な要因によって変化する。モデルベースの計算アルゴリズムにおける計算精度と限界を理解するために実施する。

B. 許容基準

表6-1の(3)。ビルドアップ領域は、線量勾配が急峻なために治療計画装置の計算グリッドにも大きく依存することが予想される。その上、測定に使用される電離箱の形状等によりビルドアップ領域の線量分布形状が強く依存することも予想されるし、深さ方向の検出器設置精度も線量誤差に大きく寄与する。臨床利用を含め、以上を考慮の上、計算精度と限界を理解するために施設の実況に合わせて実施するべきか判断する。

6.4.3.10 不均質補正

不均質補正は計算アルゴリズム²⁶⁻³¹⁾に強く依存する。いずれの補正方法を使用するかを検証し、その補正精度を理解した上で臨床に応用すべきである。

治療計画に使用するCT装置のCT値と相対電子密度変換テーブルの精度管理がなされていることが前提である。検証方法としては、矩形不均質モデルファントム²⁷⁾での検証、また、可能であれば人体模擬ファントムでの検証を行う。

(1) 矩形不均質モデルファントムでの検証

体内組織（例えば肺野部分や骨部分）を模擬したファントムを水等価ファントムの中に挿入し（図6-10）その中とその下流側の複数の点（主にビーム中心軸）の線量に関し、計算値と測定値を比較する。電離箱線量計、フィルム、ガラス素子、TLD等、複数の線量計を使用する（図6-10(e)は模擬腫瘍の中心にガラス素子やTLDを挿入できる構造）。第1層目の水透過ファントムは、エネルギーに応じたビルドアップに配慮する。 δ_{50-90} （ビームフリンジ）での評価が有効である。

A. 評価項目

照射野5 cm × 5 cm、10 cm × 10 cmに対するPDD、Profile、中心軸上での絶対線量を評価する。

B. 許容基準

単純不均質ファントムでは表6-1の(2)、低密度と高密度を組み合わせたファントムでは表6-1の(3)。

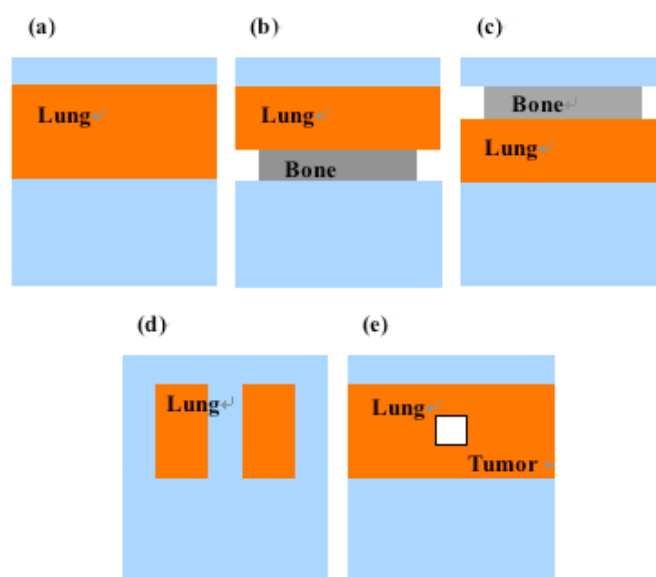


図6-10 矩形不均質モデルファントムでの測定図

(2) 人体模擬ファントムでの検証

胸部模擬ファントムを用いる。部位により形状は異なるが、最も不均質の影響が大きい、図6-11³²⁾に示すような肺野部が良い例となる。模擬腫瘍を挿入できるファントムでは、模擬腫瘍中心にガラス線量計・TLD等を挿入して検証する。層状構造であればフィルム測定も可能となり、2次元の分布検証も可能となる³³⁾。

A. 評価項目

照射野は臨床使用が想定されるサイズに対する線量分布、アイソセンタにおける絶対線量を評価する。

B. 許容基準

表6-1の(3)

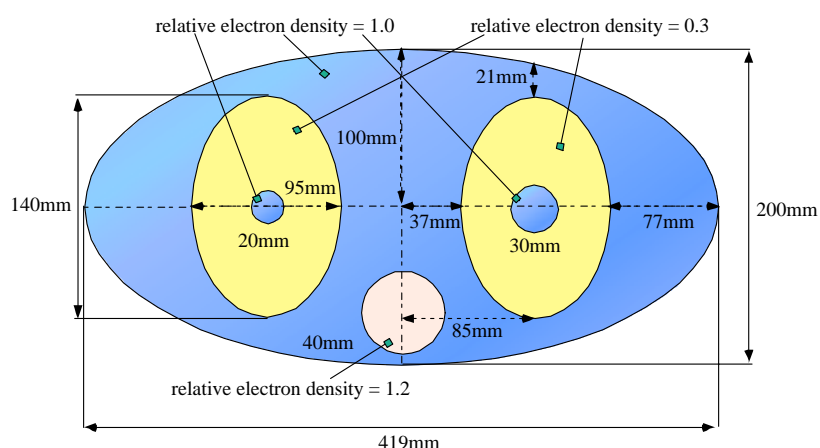


図6-11 肺模擬ファントム例

6.4.3.11 特殊治療・高精度治療

コンベンショナル治療とは別に、(1)～(4)に示す特殊な外部照射治療も数多く臨床利用されている。下記に治療の特徴を簡単に記述する。

(1) 3DCRT(3D conformal RT)

MLCや打ち抜き体によるガントリの回転をともなう照射方法に限定した3DCRTは日本で開発された技術であり、現状使用されている多くの輸入された治療計画装置では採用過程にある。

(2) SRS(Stereotactic Radiosurgery), SRT(Stereotactic Radiotherapy)

SRS及びSRTは、そのセットアップの際にサブシステムを使用することが

多く、通常照射の治療計画装置ではなく専用の治療計画装置を有する場合もある。

(3) IMRT(Intensity-modulated RT)

最適化計算をとまなうことが多いIMRTは、治療計画装置の最適化計算時の線量計算アルゴリズム並びにMLC特性や補償フィルタ特性を含めた検証が必要である。

(4) TBI(Total Body Irradiation)

TBIは大きく延長されたSSD(例えば、3m、4m)によって大照射野を確保したり、テーブル(カウチ)のビームオン中の移動をとまなったりと通常使用と大きな隔たりがある。

当然ながら、治療法に合ったコミッショニングを行う必要がある。しかしながら、本報告において、全てを網羅することは不可能なため、ここでは多くを言及しないが、基本は、上記で示してきた該当項目のコミッショニング過程があった後、実施されるべきことに留意してほしい。これら特殊な治療法で臨床を実施するために治療計画装置を利用する場合は、コンベンショナル治療同様、十分なコミッショニングを実施しなければならない。

6.5 まとめ

ここに記載した不均質補正に関する評価基準をクリア可能な線量計算アルゴリズムは、もはや、不均質に応じた不整形3次元線量カーネルを利用するモデルベース計算法(Convolution-Superposition法等)とMonte Carlo法に基づいた線量計算アルゴリズムのみであると考えてよい²⁶⁻²⁹⁾。不均質補正を考慮した治療計画を行う上では、1次光子の相互作用に関するdensity scalingだけでは不十分である。入射光子との物質の相互作用によって生じた2次電子及び2次以上の光子線までも含めた線量寄与を、3次元の不均質補正法を組み込んだモデルで計算可能な線量計算アルゴリズムでなければならない。

しかも、この不均質補正に関する問題は、少なくとも(最低でも)施設の方針として決定されるべき要件の1つである。従って、医学物理士等QAに責任を持つ者は、この線量に関与するコミッショニングの結果に基づいて、(1)線量計算アルゴリズムの臨床使用での線量計算の不確定度を最小にするために、(2)その不適切な臨床使用を避けるために、(3)その臨床的に許容できる範囲を明確化するために、放射線腫瘍医をはじめ、治療専門技師と協力して施設

の治療環境に合わせた治療計画方法を確立しなければならない。

上記の不均質補正に関する例は決して特別なものではなく、臨床上起こり得る問題のほんの1例を挙げたにすぎない。その他にも指示線量の投与方法の決定等、治療施設や組織として包括的に決定しなければならない要件は多々存在する。

線量に關与するコミッショニングは、放射線腫瘍医の指示線量がいかに正確に腫瘍へ投与できるかを決定する重要な因子の1つである。この線量に關与するコミッショニングの責任は、投与線量の正確性の確保にある。

第7章 定期的な X 線治療計画システムに関する QA

7.1 はじめに

X 線治療計画システムに対する定期的な QA プログラムには下記の4つの目的がある。

- (1) 線量や MU 値計算に使用される外照射情報が含まれた治療計画のデータファイルの健全性とセキュリティの確認。
- (2) CT、MR、シミュレータ制御システム等、データ入力に用いられる周辺機器の正確な機能と精度の検証。
- (3) 実際の X 線治療計画システムのソフトウェアの健全性のチェック。
- (4) プリンタ、プロッタ等、出力装置とソフトウェアの正確な動作と精度確認。

X 線治療計画システムの機能に対するテストの頻度は、その機能がどのように臨床に利用されるか、そして安全面から見てどのくらい重要であるかに依存するべきである。また、確認された全ての結果は、文書化し、保管し、経時的変化がわかるような管理をしておく必要がある。定期的な放射線治療計画 QA チェック項目を次に示す。

7.2 毎日

- (1) エラー記録：システム障害、エラーメッセージ、ハードウェア故障やその他の問題を列挙した記録帳の再検討。リストを選別し、重大な問題は発生したその日に修復。
- (2) 変更記録：ハードウェア/ソフトウェア変更の記録の保存。

7.3 毎週

- (1) デジタイザ：プロッタのスケールと他のグラフィック形式での出力を含む全てのハードコピー出力の検討。
- (2) コンピュータファイル：全ての X 線治療計画システムデータファイルと実行可能プログラムの健全性についてチェックサムや他の簡単なソフトウェアを用いて検証。チェック用ソフトウェアはベンダーが準備すべきである。
- (3) 臨床計画の再検討：臨床治療計画活動の再検討。エラー、問題、障害、

困難について議論。問題の解決。

7.4 毎月

- (1) X線治療計画システムへのCTデータ入力：幾何学的な精度に対するX線治療計画システム内のCTデータ、CT値の安定性と相対電子密度の再検討。
- (2) 問題の検討：全ての治療計画装置の問題の再検討、解決すべき問題の優先順位付け。
- (3) X線治療計画システムの再検討：X線治療計画システムのソフトウェア、ハードウェアとデータファイル全てについて現在の機器構成と状態の再検討。

7.5 毎年

- (1) 線量計算：個々のビームに対して、測定線量と計算線量との一致の許容性を再検討。
- (2) データと入力/出力装置：デジタルイザタブレット、ビデオ/レーザデジタルイザ、CT入力、MR入力、プリンタ、プロッタ、その他の出力装置の動作と精度の再検討。
- (3) 重要なソフトウェアツール：BEV/DRR作成とプロットの精度、CT幾何学的情報、密度変換、DVH計算、その他の重要なツール、装置特有の変換、データファイル、その他の重要データの再検討。

7.6 随時

- (1) ビームパラメータ：機器の更新あるいは不具合時には、チェックあるいは再コミッショニングを必要とするかもしれない。
- (2) OSを含むソフトウェアの変更：治療計画装置のソフトウェア、画像転送ソフトのような支援/追加ソフトウェア、あるいはOSの変更により、チェックあるいは再コミッショニングを必要とするかもしれない。

第8章 おわりに

現在の新しい放射線治療技術は、コンピュータを駆使することで実現してきており、その要となっているのは間違いなく放射線治療計画装置であろう。放射線治療計画装置の QA を実施することは、患者へ質の高い治療を提供することに大きく結び付いている。また、QA を実施するに当たっては、装置の進歩にユーザ側が常に柔軟に対応し、自ら QA プログラムを立案・修正していかなければならない。本ガイドラインは、施設ごとに実行される治療計画装置の QA プログラムを立案するための参考資料として利用して頂ければと思う。

今後の放射線治療は、今より更に治療計画装置に依存した治療になっていくことは間違いないだろう。しかし、その一方で、現在の日本では、X 線治療計画システムの QA は装置導入の際にメーカー側が実施したのみの場合もあり、定期的な QA も含め、系統的に QA を実施している施設は少数である。QA の実施の責任は施設側にあることを認識することが非常に重要である。そのため、各施設には、QA プログラムをきちんと立案して実施できる人材を確保することが必要である。医療現場を十分熟知し、基礎を十分に身に付けた放射線治療を専門とする医学物理士等を各施設で確保していくことがこれからの大きな課題となるであろう。

参考文献

- 1) B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt 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.
- 2) 池田恢, 鬼塚昌彦, 河野良介他 :放射線治療計画のための品質保証 米国医学物理学会放射線治療委員会タスクグループ 53 報告 日本語訳 厚生労働省科学研究費補助金「放射線治療の技術評価と品質管理による予後改善のための研究」, 2004.
- 3) ESTRO Booklet No. 7: Quality assurance of treatment planning systems. practical examples for non-IMRT photon beams, 2004.
- 4) International Atomic Energy Agency: Technical reports series No. 430. Commissioning and Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. IAEA, Vienna , 2004.
- 5) 日本放射線腫瘍学会研究調査委員会編：外部放射線治療装置の保守管理プログラム, 通商産業研究社, 1992.
- 6) 監修・稲田哲雄 編集・佐藤伸雄：放射線診療における品質管理—テストツールを用いた放射線・MR・US の QC—, 医療科学社, 1997.
- 7) AAPM Report No. 1: Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners, 1977.
- 8) AAPM Report No. 4: Basic Quality Control in Diagnostic Radiology, 1977.
- 9) AAPM Report No. 39: Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners, 1993.
- 10) S. Multic, J. R. Palta, E. K. Butker et al: Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM radiation therapy committee task group No. 66, Med. Phys. 30: 2762 -2792, 2003.
- 11) Information leaflet No. 1, CT scanner acceptance testing, ImPACT, 2001.
- 12) ImPACT report MHRA04037: Siemens Sensation 16 CT scanner technical evaluation, 2004.
- 13) ImPACT report MHRA04045: Toshiba Aquilion 16 CT scanner technical evaluation, 2004.
- 14) ImPACT report MDA04015: GE LightSpeed 16 CT scanner technical evaluation, 2004.

- 15) R. A. Geise, E. C. McCullough, The use of CT scanners in megavoltage photon beam therapy planning, *Radiology* 124, 133-141, 1977.
- 16) N. Kanematsu, N. Matufuji, R. Kohno: A CT calibration method based on the poly-binary tissue model for radiotherapy treatment planning, *Phys. Med. Biol.* 48, 1053-1064, 2003.
- 17) J. Conway and MH. Robinson, CT virtual simulation, *Br. J. Radiol.* 70, S106-S118, 1997.
- 18) CA. Perez, JA. Purdy, W. Harms et al, Design of a fully integrated three-dimensional computed tomography simulator and preliminary clinical evaluation, *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 30, 887-897, 1994.
- 19) JL. Garcia-Ramirez, D. Mutic, JF. Dempsey et al, Performance evaluation of an 85 cm bore x-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanners, *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 52, 1123-1131, 2002.
- 20) JCH. Chu, NB. Kriz and VA. Saxene, Applications of simulator computed tomography number for photon dose calculations during radiotherapy treatment planning, *Radiother. Oncol.* 55:65-73, 2000.
- 21) GJ. Kutcher, L. Coia, M. Gillin et al: Comprehensive QA for radiation oncology. AAPM Radiation Task Group 40. *Med. Phys.* 21, 581-618, 1994.
- 22) J. Venselaar, H. Welleweerd, B. Mijnheer: Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother. Oncol.*, 60, 191-201, 2001.
- 23) J. Van Dyk, RB. Barnett, JE. Cygler et al: Commissioning and quality assurance of treatment planning computers., *Int. J. Radiat. Oncol. Phys. Biol.*, 26, 261-273, 1993.
- 24) DA. Low, WB. Harms, S. Mutic et al: A technique for the quantitative evaluation of dose distributions., *Med. Phys.* 25, 656-661, 1998.
- 25) WB. Harms, DA. Low, JW. Wong: A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms. *Med. Phys.* 25, 1830-1836, 1998.
- 26) N. Papanikolaou, JJ. Battista, AL. Boyer et al: Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. AAPM Task Group 65. *Med. Phys. Publishing*, Madison WI, 2004.
- 27) A. Ahnesjö and MM. Aspradakis: Dose calculations for external photon beams in radiotherapy, *Phys. Med. Biol.* 44, R99-R155, 1999.

- 28) M. Miften, M. Wiesmeyer, A. Kapur et al: Comparison of RTP dose distributions in heterogeneous phantoms with the Monte Carlo simulation. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 2(1), 21-31, 2001.
- 29) M. Miften, M. Wiesmeyer, S. Monthofer et al: Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS TPS system. *Phys. Med. Biol.* 45, 817-813, 2000.
- 30) J. Wong and J. Purdy: On methods of inhomogeneity corrections for photon transport. *Med. Phys.* 17, 807-814, 1990.
- 31) 稲邑清也 : X 線治療計画システム、篠原出版、pp85-92、1992.
- 32) H. M. Deloar et al: Investigations of suitable kilo-voltage x-ray energy for 3DCRT system with Monte Carlo simulations. 14th Int. Conf. of Medical Physics (Nuremberg, Germany), 1057-8, 2005.
- 33) T. Nishio et al: Dosimetric verification in participating institutions in a stereotactic body radiotherapy trial for stage I non-small cell lung cancer: Japan clinical oncology group trial (JCOG403), *Phys. Med. Biol.* 51, 5409-5417, 2006.