ノート

陽子線治療におけるCT-治療共通ベッドを使用した 患者位置決めシステムの概要と検討

横濱則也・鍵谷 豪・丸山市郎・西島昭彦¹⁾・山本和高

論文受付
2003年 5 月30日

論文受理
2003年 8 月15日

Code No. 750

若狭湾エネルギー研究センター粒子線医療研究室
1) 福井医科大学医学部附属病院放射線部

緒 言

高エネルギーX線治療施設では、通常、患者体表面におけるマーキングとリニアックグラフィを用いて位置照合が行われている。陽子線治療においては、病巣への線量集中性が高いために、照射ごとの位置再現性が重要な問題となる。陽子線治療施設における照射時の位置照合は、X-TV(X-ray TeleVision)を使用して2方向からX線画像を取得し、治療計画作成時のCT(computed tomography)画像から再構成した、DRR(digitally reconstructed radiograph)を基にして、病巣近傍の骨の位置・形態や臓器に埋め込まれたマーカーを一致させることによって行っている。近年、DR(digital radiography)の連続撮影技術とデジタル差分技術を駆使した位置照合も実施されるようになったが、二次元平面だけの照合に留まっており、患者の回転などへの対応に時間がかかっている。また、治療計画に使用されるCTやDR、撮影用ベッドは患者照射室のも

のとは別で、両者間に照射位置のずれを生じる可能性も否定できない。

若狭湾エネルギー研究センターでは、患者位置を、高精度にかつ簡便に照合を実現できることを目指して、陽子線治療施設としては初めて、陽子線照射装置に隣接してCTを設置し、CT撮影ベッドと陽子線治療用ベッドを共通化することにより、照射ごとにCTを撮影して病巣の位置を正確に把握し、患者を動かすことなく陽子線照射位置へ移動することが可能なシステムを導入した。

これらの機器の概要を紹介し、機械的な位置再現性について報告する。

1. 機器の機構と位置決め手順

1-1 共通ベッドの機構

Fig. 1において、陽子線照射装置、CT、共通ベッドの位置関係を a, CTによる位置決めをb(1)、共通ベッ

New Patient Positioning System for Proton Therapy Combined with CT with a Common Treatment Couch

NORIYA YOKOHAMA, GO KAGIYA, ICHIRO MARUYAMA, AKIHIKO NISHIJIMA,¹⁾
and KAZUTAKA YAMAMOTO

The Wakasa-Wan Energy Research Center Medical Division
1) Department of Radiology, Fukui Medical University Hospital

Received May 30, 2003; Revision accepted Aug. 15, 2003; Code No. 750

Summary

Exact reproducibility of patient positioning is a critical issue for proton therapy because of the sharp dose distribution. We constructed the first proton therapy system with a common couch for both CT and proton irradiation. In this paper, we report a brief overview of the instruments and the accuracy of mechanical positioning reproducibility.

Key words: Proton therapy, Computed tomography (CT), Common treatment couch, Patient positioning

別刷資料請求先：〒914-0192 福井県敦賀市長谷64-52-1
若狭湾エネルギー研究センター粒子線医療研究室 横濱則也 宛

Fig. 1 (a) Appearance and mechanism figure of CT-Treatment common couch, that looked down on from the ceiling.

b(1) Patient positioning using CT Simulator.

b(2) Move common couch to irradiation position.

b(3) Fix the position of irradiation.

ドの移動をb(2)、照射位置への設置状態をb(3)に示す。こうしたCTとリニアック共通ベッド機構は報告されているが¹⁻³⁾、当センターでは、CTは陽子線照射装置に隣接して床面に固定されており、CTガントリは移動しない。共通ベッドはCT撮影後、90度もしくは270度回転し、その後レール上を直進して、照射位置へ移動できるようになっている。レールには一定の位置にベッドを固定できる機構が設けられており、そこに共通ベッドを固定しCTシミュレータが指定するベッドの移動量を反映させると、CT画像上で決定した病巣の中心を、陽子線治療照射中心(アイソセンタ)に一致させることができる。CT位置決め用レーザーマーカの3軸は、アイソセンタを示すレーザーマーカの3軸に高精度に対応するように設定されている。共通ベッドの材質はカーボンファイバー製で、患者固定具等を支持できるように開発した、木製および樹脂製の固定具支持台を設置できる(Fig. 2)。また、垂直、水平方向以外から陽子線を照射できるように、回転可能な患者固定装置を交換装着することもできる。

Fig. 2 Patient fixed implement's fulcrums made of wood and resin.

1-2 治療計画

陽子線治療時と同じ体位にて、水硬化性固定具(アルケア、千代田テクノル社製)を用いて、患者ごとに固定具を作成する。さらに、熱可塑性樹脂シート(エ

スフォーム、システムエンジニアリング社製、以下固定シェル)を、患者体表の形に合わせて整形して固定する。この状態でCT(CT-W3000AD、日立メディコ社製)にて関心臓器周辺の撮影を行い、治療計画装置(日立三次元陽子線治療計画システム、日立製作所製)へCT画像データを、DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)プロトコルにて転送する。治療計画装置にてプラン作成後、照射パラメータを治療管理システム(日立製作所製)、DRRおよびアイソセンタとその周囲のCT画像を、DICOMサーバへ登録する。

1-3 患者位置決め手順

共通ベッドに患者固定具と固定シェルを用いて患者を固定する。患者位置決めのために、CTにて病巣周囲の撮影を行い、CTシミュレータ(CT Sim、日立メディコ社製)へ画像をDICOMプロトコルにて転送する。DICOM viewerにて、治療計画時に設定した病巣中心と、その周囲のCT画像を参照しながら、医師が、CTシミュレータに表示された位置決め用CT画像上での病巣中心を決定する。CTシミュレータは、CT画像中心から決定した病巣中心への移動量を、3軸方向に算出し、CT位置決めレーザマーカ(CTポート)へそのデータを転送する。固定シェルに投光されたレーザに合わせてマーキングを行う。その後、共通ベッドを陽子線照射位置まで一定量移動し、陽子線照射位置のアイソセンタを示すレーザマーカと、シェルに記録されたマーキングとの位置関係を確認する。さらにDR(1000DR、日立メディコ社製)でX線撮影し、骨形状を、前回のX線画像と比較して照射位置を確認し、その後陽子線照射を行う。

2. 方法

2-1 位置再現性の検証方法

検証ツールとして、Fig. 3に示す。X、Y、Zの3軸にスチール製のピアノ線($\phi 0.5\text{mm}$ 、長さ200mm)と、その3軸中心に $\phi 0.5\text{mm}$ の鉄球を埋め込んだ、一辺が200mmの立方体形状である、アクリル製キューブファントムを作成した。

2-1-1 CT画像、CTポート間におけるレーザを基準とした検証

検証ツールを共通ベッドに設置し、73kg均等に荷重した上で、CTポートにおけるレーザマーカと検証ツール内ピアノ線の3軸交点を一致させる。CT撮影してから、CT画像上で、グリッド機能を用いて、CT画像中心と3軸交点とのずれを計測した。

2-1-2 CT、照射位置間における、レーザを基準とした検証

共通ベッドにおおの38.5kg、73.5kg、109.9kg

Fig. 3 Appearance of verification tool used for gap verification of positioning equipment.

Fig. 4 Spatial coordinates of a patient.

を、均等に荷重した状態で、CTポートでのレーザマーカ位置と、陽子線照射位置におけるレーザマーカの位置との再現性を、アクリル製キューブファントムの上面および側面の3面に方眼紙を貼ったものを用いて測定した。それぞれ、頭および足の両方向挿入した場合において、測定時期を2回に分けて、それぞれ3回、計6回測定を行った。さらに、67kgの健常ボランティアを実際に共通ベッドに載せた状態でも、同様に測定した。Fig. 4に患者に対する座表系を示す。

2-1-3 CT、照射位置間における、DRを基準とした検証

73kg均等に荷重した上で、CT撮影した後、CTシミュレータへCT画像データを転送し、CTシミュレータ上で検証ツール内ピアノ線の3軸交点中心をアイソセンタとした。その後、陽子線照射位置へ共通ベッドを移動して固定後、CTシミュレータで設定した移動量を反映させた。DRにて検証ツールの十字線中心と陽子線照射位置でのアイソセンタを示す、I.I.(イメージインテンシファイア)に設置された十字ピアノ線中心

とのずれを測定した。陽子線照射位置への挿入方向は、レーザによる検証と同様である。CTの撮影条件は、120kV, 200mA, 1sec/scan, 1mm thickness, 0.5mm gap, FOV350mmで、コンベンショナルスキャンを使用した。

2-2 スキャン方式によるZ軸方向の検証

スキャン方式の違いによって、画像再構成した際の体軸方向位置を検証するため、コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャン(ヘリカルピッチは1.0, 再構成パラメータは、コンベンショナルスキャンに準じる)を実施した。手順として、いずれのスキャン方式も、スカウト画像上で、検証ツール3軸交点の位置を原点として設定した。その後アキシアル画像を再構成し、CTが示す体軸方向の位置情報を測定した。

3. 結果

3-1 CT画像, CTポート間におけるレーザを基準とした検証

CTポートとCT撮影中心とのずれは、X軸, Y軸方向では、CT画像上ピクセル換算で0.65mm以下、Z軸方向はエンコーダカウント換算で0.5mm以下となり、ずれは、測定限界以下であった。

3-2 CT, 照射位置間における、レーザを基準とした検証

Table 1に頭方向から挿入した場合、Table 2に足方向から挿入した場合の、ずれの平均と標準偏差を示す。いずれの条件においても、CT, 照射位置間のずれは1mm以下であり、共通ベッドへの荷重38.5kg, 109.9kgと変化させても、同様の結果が得られた。67kgの健常ボランティアにおいてもTable 3に示すように同様であった。

3-3 CT, 照射位置間における、DRを基準とした検証

検証ツール内ピアノ線の3軸交点中心と、I.I.表面の中心に設置したピアノ線中心との、DR画像におけるずれは、Table 4に示すように1mm以下であった。

3-4 スキャン方式によるZ軸方向の検証

コンベンショナルスキャン時における、画像上のZ軸のずれは確認できないが、ヘリカルスキャンにおいては、エンコーダカウント換算で約0.5mmのずれを確認した。

4. 考察

陽子線がん治療では、陽子線が形成するbragg peakを、ridge filter等で拡大したSOBP(spread out bragg

Table 1 Amount of gaps of the CT laser and the irradiation position laser in each load (Head first).

Weight[kg]	X axis [mm]	Y axis [mm]	Z axis [mm]
38.6	0.5 (0.2)	-0.2 (0.0)	0.0 (0.0)
73.5	0.4 (0.2)	0.5 (0.3)	0.5 (0.2)
109.9	0.4 (0.1)	0.7 (0.0)	0.0 (0.0)

Table 2 Amount of gaps of the CT laser and the irradiation position laser in each load (Foot first).

Weight[kg]	X axis [mm]	Y axis [mm]	Z axis [mm]
38.6	0.8 (0.1)	-0.6 (0.1)	-0.9 (0.2)
73.5	0.7 (0.2)	-0.4 (0.3)	-0.6 (0.1)
109.9	0.7 (0.2)	0.0 (0.1)	-0.6 (0.2)

Table 3 Amount of gaps of the CT laser and the irradiation position laser in a 67 kg human body.

Direction	X axis [mm]	Y axis [mm]	Z axis [mm]
Head First	0.3 (0.2)	0.9 (0.1)	0.6 (0.0)
Foot First	0.6 (0.2)	0.1 (0.1)	-0.2 (0.3)

Table 4 Amount of gaps of the CT laser and the irradiation position cross wire in DR with a 73.5 kg weight (mean & SD).

Direction	X axis [mm]	Y axis [mm]	Z axis [mm]
Head First	-0.4 (0.3)	-0.8 (0.1)	-0.3 (0.2)
Foot First	0.7 (0.3)	-0.3 (0.2)	0.0 (0.0)

peak)を利用している。180MeV陽子線のdistal fall-offは約3mm(80%→20%)と、照射野辺縁は極めてシャープになるので、患者位置再現性は重要な要素である。

当センターでは、粒子線治療では初めてCT-治療共通ベッドを使用して、治療計画作成用データの取得と照射ごとの位置決めを利用している。これにより従来のDRを用いる方法よりも、その都度治療対象臓器を確認して位置決めを行うことが可能となることから、位置決め精度の向上が期待され、現在臨床的な検討を進めている。しかしながら、本システムは照射室のスペース等の問題から、CTが陽子線照射装置の横に隣接しているため、共通ベッドを回転させ、レール上を手動で移動させる構造となっており、移動距離が長く、複雑である。陽子線治療における位置再現性は、病巣への最大限の線量を投与し、かつ周囲の重要臓器への副作用を低減するために、大変重要な要素であ

る。そのために共通ベッド等の精度管理を、頻繁かつ厳密に行う必要がある。

当センターにおける位置決めは、CTシミュレータで決定された移動量を共通ベッドへ反映し、そのまま照射位置でのアイソセンタとしている。ここで、CT位置レーザ(以下CTポート)でマーキングされた位置を、照射位置のレーザと合わせた方が、位置のずれは少ないのではないか、という反論が考えられる。通常、CTポートを参照したマーキングは、人的にペン等を用いて行われる。この時のCTポートに対するマーキング精度は、マーキングする人物の経験と感覚、呼吸による移動や非剛体なものへのマーキングの困難さ、CTポートのレーザのサイズ、およびマーキングに使用されるペン等のサイズに依存していると考ええる。また、照射位置レーザに対する、マーキング位置の位置合わせ精度は、位置を確認する人物の経験と感覚、レーザのサイズ、およびマーキングに使用されるペン等のサイズに依存すると考える。そのため、マーキングされた位置は、CTシミュレータで決定された位置を、正確に反映されているとは言い難い。また、マーキング精度、および照射位置での位置合わせ精度は、時系列的観点から、CTシミュレータで決定された位置に対してゆらぐ可能性は否定できない。

今回、本システムのレーザを使用せずに、検証ツール内のピアノ線を使用して、CTスキャンから照射位置までの機械的位置精度を検証した結果、1mm以内でなおかつ、その精度は既知である。そのため、マーキング、およびそれを利用した位置合わせに起因する、ずれの不確定要素を排除でき、再現性も向上すると考える。

現在までに報告されている、linacにおける、CT-共通ベッドを使用したシステムの位置再現性は、いずれも1mm以内である^{2, 3)}。当センターにおいても、レーザおよびDRを用いて検証した結果、CTシミュレータで指定したアイソセンタと照射位置でのアイソセンタとの誤差は1mm以内であった。ただし、位置再現性に使用された方法は、それぞれの施設間で異なっているのが現状であり、IMRTや粒子線治療など高精度な位置決めのQA (quality assurance)を行うためには、一

定の標準的な検証方法を策定する必要がある。

当センターで使用されているCTシミュレータシステムは、CTから得られた画像ピクセルサイズを、512×512から384×384へ変更している。このことは、1ピクセルあたりのサイズが、必然的に大きくなり、かつ補間による誤差を生じさせる可能性が否定できない。また、CTシミュレータ上で、目視による病巣中心を決定する方法は、経験を必要とし、客観性に乏しい。そのため、現存のCTシミュレータに代わる、自動位置マッチングアルゴリズムを組み合わせた、新しい位置決めシステムを実現したいと考えている。

ヘリカルスキャン方式で、Z軸が約0.5mmのずれを確認した。これはコンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンとのスキャン収集アルゴリズムおよび、画像再構成アルゴリズムの違いによるものと考えられ、正確な位置決めには、コンベンショナルスキャンが望ましいと思われる。

最後に、当初中性子線等によるCTへの障害が懸念されたが、設置後1年8カ月を経過した現在、CTの故障は経験していない。

5. 結 語

陽子線がん治療施設としては、初めてCTとCT-治療共通ベッドを用いる、患者位置決めシステムを設置した。機械的な位置のずれはX、Y、Z軸方向で、いずれも1mm以内であった。従来のX線透視装置を用いる位置決め法よりも、簡便かつ三次元的に高精度で、再現性の良好な位置決めが可能であることが示唆された。今後、患者の拘束時間をより短縮し、かつ精度を向上できるような自動位置決め支援システムなどの開発を予定している。

謝 辞

若狭湾エネルギー研究センター粒子線医療研究室の福田茂一博士、久米 恭博士に感謝いたします。

なお、本論文の要旨は、第59回日本放射線技術学会総合学術大会(2003.4, 横浜)において発表した。

参考文献

- 1) Uematsu M, Fukui T, Shioda A, et al.: A dual computed tomography linear accelerator unit for stereotatic radiation therapy: a new approach without cranially fixated stereotatic frames. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 35 (3), 587-592, (1996).
- 2) Nishijima A, Nishimoto H, Fukuda E, et al.: Accurate radiation treatment system with a single couch, a ct simulation system and a linac. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 48 (3), 343, (2000).
- 3) Kuriyama K, Onishi H, Sano N, et al.: A new irradiation unit constructed of self-moving gantry-ct and linac. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 55 (2), 428-435, (2003).

図表の説明

- Fig. 1 (a)CT-治療共通ベッドの外観と機構図
上方から見下ろした図を示す.
b(1)CTシミュレータを用いて, 患者位置を決定.
b(2)CTから照射位置へ共通ベッドを移動.
b(3)共通ベッドを照射位置へ固定.
- Fig. 2 患者固定具支持台
- Fig. 3 位置決め装置のずれ検証に使用した, 検証ツールの外観
- Fig. 4 患者を基準とした座標空間系
- Table 1 各負荷における, CTレーザと照射位置レーザとのずれ量(頭方向から挿入)
- Table 2 各負荷における, CTレーザと照射位置レーザとのずれ量(足方向から挿入)
- Table 3 67kg人体における, CTレーザと照射位置レーザとのずれ量
- Table 4 73.5kg負荷時における, CTレーザと照射位置DR十字ピアノ線とのずれ量