

平成 30 年 6 月 26 日現在

機関番号：34324

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2015～2017

課題番号：15K10009

研究課題名(和文) 装置駆動による動的な回転照射に対する物理干渉を含めた照射軌道の自動決定法の開発

研究課題名(英文) determination of irradiation route for lineac-driven dynamic 3d non-coplanar treatment with collision detection between lineac and couch

研究代表者

澤田 晃 (sawada, akira)

京都医療科学大学・医療科学部・教授

研究者番号：80543446

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,600,000円

研究成果の概要(和文)：動的な3次元回転照射に対して照射装置や治療台の位置や姿勢のパラメータをシステムから取得するソフトウェアを実装した。また、照射軌道に沿った積算線量分布から照射軌道を決定するアルゴリズムを考案した。3次元モデルで作成した各臓器の点群と線源からの照射放射線の照射位置を、経度を横軸、緯度を縦軸とする極座標による2次元マップから、各臓器の危険度を示す危険度マップおよび探索マップを生成した。求めた照射経路がシミュレータ上で期待通りの動作することを確認した。更に、対象治療装置における画質と被ばく線量に関する定量的な考察およびロバスト性の高い金マーカー検出アルゴリズムに関して、各々論文を投稿し採択された。

研究成果の概要(英文)：For the dynamic 3D rotational irradiation, software having functions to acquire positional parameters of irradiation devices and the treatment couch from the system was implemented. In addition, we devised an algorithm to determine irradiation route from cumulative dose distribution along it. From the 2D map based on the polar coordinates in which the irradiation position of the irradiation radiation from each of the organs created by 3D model and the irradiation position from the radiation source are plotted along the abscissa and the latitude as the ordinate, a risk map indicating the degree of risk of each organ and a search map were generated. It has been observed that the obtained irradiation route works well as expected on the simulator. In addition, we posted paper on each subject regarding quantitative consideration on image quality and exposure dose in the target treatment device and gold marker detection algorithm with high robustness.

研究分野：放射線科学

キーワード：動的照射 最適軌道

1. 研究開始当初の背景

定位放射線治療は肺癌や肝臓癌の体幹部腫瘍に対して平成16年に、強度変調放射線治療は脳や頭頸部、前立腺癌に対して平成22年に保険収載となり、施行施設は増加してきた。これらの治療は、基本の固定多門原体から照射装置を回転させるアーク照射や回転型強度変調放射線照射へと、空間的に複雑な軌道の照射に拡張されている。また、X線透視やCT (Computed Tomography)等の画像を利用し、標的の動きを追跡あるいは追尾して照射する4次元治療法も臨床導入され、時間の次元を考慮した治療法へと発展している。近年、照射時間の短縮および正常組織への照射を回避すべく装置や治療台の位置姿勢を照射中に変化させ、非同一直線の軌道に沿って動的に3次元回転照射する概念が提案され、線量分布の改善や治療時間の短縮に有効であることが示された。

しかし、上記の照射時間の短縮および正常組織への照射を回避する軌道による動的な3次元回転照射においては、

(1) 正常組織を回避する照射軌道の決定に関する具体的な方法が明らかではない

(2) 照射軌道は複雑となり、それに伴って照射装置や治療台の位置姿勢の組合せも多くなり、機器や患者間の干渉判定の負荷は大きい

(3) 更に、照射時間を短縮すべく、軌道は空間的・時間的に滑らかに変化しており、機器の速度や加速度に応じた動的な干渉判定は困難である

(4) 上記の照射軌道に対する幾何学的評価に加えて、線量評価として、軌道上の各位置における線量分布を積算した積算線量分布の生成が必要である
など課題が多い。

2. 研究の目的

本研究では、照射中の装置や治療台の位置姿勢を変化させ、正常組織への照射を回避する非同一直線の軌道による動的な3次元回転照射に対して、照射ビームと正常組織の幾何および軌道上の照射装置と治療台、患者間の干渉判定、更に軌道上の積算線量分布の生成により、臨床に使用可能な照射軌道を決定する手法を確立すべく、以下を明らかにする。

(1) 治療計画から標的や正常組織(臓器)の形状を抽出し、標的を中心とする球面に各臓器の形状を射影した球モデルを生成する。球モデルを回転させ、球外部の視点(線源)から標的を通る半直線(ビーム軸)と球面上の臓器との交差、照射ビームと臓器との距離や重なり体積を算出し、臓器への照射を回避する軌道を決定するアルゴリズムを考案する。

(2) 上記(1)の軌道上の各点に対する照射装置や治療台の位置姿勢パラメータを算出し、機器や患者間の動的な物理干渉を検知するシミュレータを開発する。

(3) 上記(1)および(2)の照射軌道の候補について各位置から照射された時の線量分布を

計算し、軌道に沿って積算した3次元線量分布を生成するソフトウェアを開発する。

(4) システムを実治療室の環境に調整し、患者データを用いて性能を評価する。

3. 研究の方法

(1) 標的を中心とする球面に臓器の形状をマッピングした球面モデルの生成およびビーム中心軸と臓器との距離や重なり体積から軌道の決定アルゴリズムの考案

治療計画データから、複数のスライス面に描出された照射標的および重要臓器の輪郭データを抽出する。抽出した隣接スライスの輪郭点群から表面にフィットするポリゴンを得るため、Marching Cube法を適用し、標的や臓器の各3次元形状モデルを生成する。次に、標的モデルの重心を中心とする球を考え、各臓器モデルを球中心から球面に投影する球モデルを生成する。標的モデルの重心から線源-標的間距離 STD (Source-to-target distance)だけ離れた球モデルの外部の点に視点に設定し、線源からの標的への治療ビームと、臓器との幾何関係を示す3次元表示を行う。上記の球モデルに対して、球外部の視点(線源)から標的モデルの重心を通る半直線をビーム中心軸として、球面上の各臓器モデルとの交差の有無を判定するアルゴリズムを考案する。また、線源からの拡がりを持つ照射ビームと臓器モデルとが重なっている領域の体積を算出する。

(2) 経路探索機能の実装

DICOM から得られる3次元データを利用して2次元マップを作成し、最良経路探索を行う照射経路探索手法を提案する。DICOMの構造データと治療計画データから各臓器を表す点群情報と放射線を当てる腫瘍の中心座標を取り出す。そのデータの点群を3次元に配置して腫瘍の中心位置を通る放射線モデルを作成する。放射線モデルの照射位置を全球の表面上の位置情報で表し緯度を、経度をとする。放射線モデルを $\theta = \theta_{min}$ から $\theta = \theta_{max}$ までの全地点に移動し各地点で放射線モデル内の臓器ごとの点数を計測する。各臓器の点数に重みを乗算し足し合わせた値を危険度とする。{ , , 危険度 } の集合から縦軸を、横軸をとする2次元の危険度マップを作成する。危険度マップを作成する際に危険度に閾値を設けて超える場合そのマスに壁とする。作成した危険度マップに最良経路探索アルゴリズムの一つである A* を用いる。A* は指定した2地点間を実コストと推定コストを計算しながら探索する。実コストは開始地点から現在地点までの距離とし推定コスト $H(x, y) = distance(x, y) + I * D_{max}$ とする。但し、 I を現在地点の緯度、経度とし I を危険度の経路探索への影響度合い、 D_{max} を最大危険度とする。また、 D_{max} を現在地点の危険度として、 $D_{max} = \sum_{i=0}^n W_i * O_i$ のように求める。 n を臓器の数とし、 W_i を各臓器の重み、 O_i を各臓器の危険度とする。

また distance は $distance(\phi, \theta) = R \cos^{-1}(\sin \theta \sin \theta + \cos \theta \cos \theta \cos(\phi - \phi))$ とし、 ϕ 、 θ を到達地点の緯度、経度、R を半径とする。

(3) 照射体積計算の実装

図1にシミュレータでDICOMの構造データからマップを作成するまでの流れを示す。危険度の計算にはDICOMの構造データから得られる各臓器の点群と放射線に見立てた円錐型の放射線モデルを用いる。図1(1)で方位毎に放射線モデルと重なる点群中の点を取得し、図1(2)で照射体積と照射線量を計算して危険度を設定し、図1(3)でまとめた危険度データからマップを作成する。対象とした治療器Vero4DRTの照射動作範囲は球状であるため、照射位置を照射緯度と照射経度で表すことができ、マップの作成には、照射緯度を縦軸、照射経度を横軸とした表に危険度データを反映させることで、各方位からの照射の危険度を視覚的に表す。

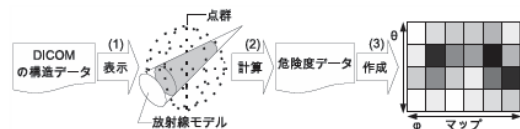


図1 DICOM構造からマップ作成までの流れ
危険度の計算に用いる照射体積計算の精度を上げるために、DICOMの構造データから各臓器の体積近似を2つの方法で実施し、DICOM Viewerソフトを用いてDICOMの構造データから取得した各臓器の実際の体積との比較を行う。1つ目はDICOMの構造データ内の各臓器を構成する点の数を体積に近似する方法(以降「点近似法」とする)、2つ目は各臓器の重心点から臓器を構成する点までの距離を全て足し合わせたものを体積に近似する方法(以降「距離近似法」とする)である。距離近似法に用いた臓器 organ の体積 V_{organ} は、

$$V_{organ} = \sum_{i=0}^{PC_{organ}} distance(C_{organ}, P_i)$$

となる。但し、 PC_{organ} は臓器 organ を構成する点群集合数とし、 $distance$ は引数に与えられた2つの座標間のユークリッド距離を求める関数であり、 C_{organ} は臓器 organ の重心点の座標、 P_i は PC_{organ} に属する i 番目の座標とする。

4. 研究成果

(1) 経路探索機能の評価

提案した照射経路探索手法を実装した。実装の際PCにMacBookAir(IntelCore i5 1.3GHz、メモリ: 4GB 1600MHz DDR3)、ブラウザにGoogleChrome(ver.63.0.3239.108)、言語にJavaScriptを用いた。まず、DICOMからデータを取得して臓器の点群と任意の地点に移動できる放射線モデルを実装した。次に、放射線モデル内の点群を取得して臓器ごとに危険度を計算する機能を実装した。最後に、取得した危険度に臓器ごとの重みを掛けて閾値以上の位置を壁とした2次元マップを作成しA*で照射経路を探索する機能を実装した。図2に3次元のデータから作成した2次元

元の危険度マップとそのマップから探索した照射経路を示す。色が濃いほど危険度の高い部分となっている。求めた照射経路が色の濃い部分を選んでいるのが分かる。図3に求めた照射経路の $(\phi, \theta) = (\pi/36, 0)$ の時のシミュレータの実行画面を示す。図2の $(\pi/36, 0)$ 地点は色が薄くまたシミュレータの実行画面には危険臓器にあたっていないのが確認できる。白ではないのは表示していない体や肺などの危険度の重みが低い部分に照射されているためである。

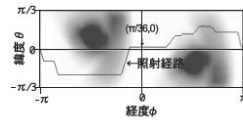


図2 照射経路

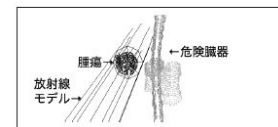


図3 実行画面

図4は閾値を変更した際の照射経路の累積危険度の推移である。閾値の値を高くするにつれて累積危険度も高くなることを確認した。しかし、閾値が300や500の時はそれぞれ350や550の時より危険度が高くなっていることから、通れない部分とA*の探索手法の兼ね合いなどで単純に閾値が低いほど累積危険度が低いというわけではないことが分かった。求めた経路は300や500の時に危険度の高いところを通るようになっていたが理由はわからなかった。図5は危険臓器の重みを1、腫瘍の重みを0で固定してのその他の部分の重みを変更した際の照射経路の累積危険度の推移である。こちらも図3と同様の結果となった。図4、5から適切な閾値と重みを設定する必要があり、経路探索の動作を細かく検証する必要がある。

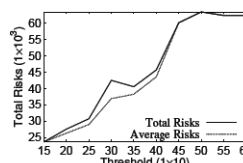


図4 閾値と危険度

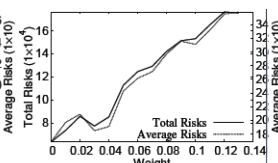


図5 臓器重みと危険度

以上から、求めた照射経路がシミュレータ上で期待通りの動作をしていることを確認できた。但し、閾値と重みによる累積危険度の推移から適切な閾値と重みの設定と経路探索の動作の詳細検証が必要である。

(2) 照射体積計算の評価

図6に放射線と臓器のモデル画面を示し、図7に点近似法を実装したシミュレータで生成したマップ画面を示す。図8に2つの体積近似法と実際の体積との回帰直線を示す。図8の第1Y軸は点近似法で求めた体積、第2Y軸は距離近似法で求めた体積、X軸は体積である。2つの回帰直線の計算に用いた相関係数は、実際の体積と点近似法で求めた体積では0.9964、実際の体積と距離近似法で求めた体積では0.9950であった。相関係数によれば点近似法が距離近似法より0.0013だけ高かった。また図7のマップ内の $(\phi, \theta) = (\pi/6, -\pi/6)$ 地点と $(\phi, \theta) = (5\pi/18, \pi/2)$ 地点での脊髄の危険度と脊髄の平均線量を比較し

た。 $(\theta, \phi) = (\pi/6, -\pi/6)$ 地点の脊髄の危険度は0、平均線量は0.0006 cGy、 $(\theta, \phi) = (5\pi/18, \pi/2)$ 地点の脊髄の危険度は1,247、平均線量は26.7456 cGyであることから点近似法を用いた危険度データで作成したマップで照射を避けるべき地点の判断ができる。

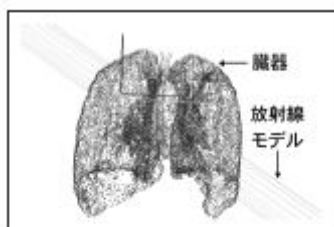


図6 放射線モデルと臓器

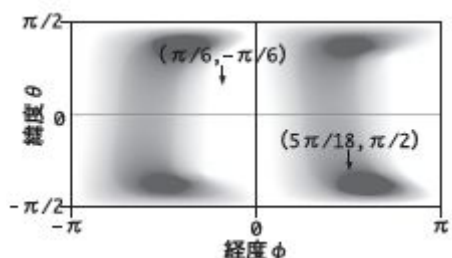


図7 点近似法で生成したマップ

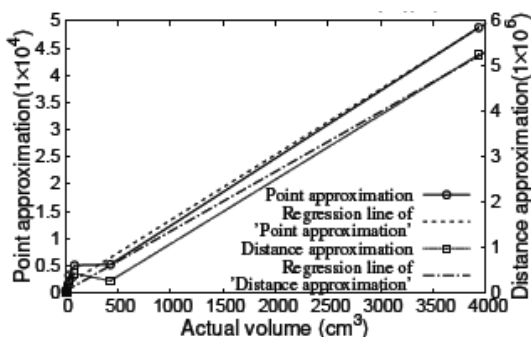


図8 体積近似法と実際値との回帰直線

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文](計 2件)

中井 高宏他(他 9名、2番目), Investigation of Well-Balanced kV X-Ray Imaging Conditions between Skin Dose and Image Noise, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, Vol. 6, 410-420, 2017年, 査読有. <http://www.scirp.org/journal/ijmpcer>

小久保雅樹他(他 6名、3番目), Detection of Spherical Gold Fiducials in kV X-Ray Images Using Intensity-Estimation Based Method, International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology, Vol. 7, 115-130, 2018年, 査読有. <http://www.scirp.org/journal/ijmpcer>

0

[学会発表](計 7件)

渡邊 大悟(澤田 晃)他、Effects on the dose distribution due to aging of gafchromic film(EBT3)、第109回日本医学物理学学会学術大会、2015年4月16日~2015年4月19日、パシフィコ横浜(神奈川県・横浜)

渡邊 大悟(澤田 晃)他、放射線治療装置の干渉検知シミュレータの精度検証、第110回日本医学物理学学会学術大会、2015年9月18日~2015年9月20日、パ北海道大学(北海道・札幌)

渡邊 大悟(澤田 晃)他、Accuracy verification of a collision-detection simulator between treatment unit and patient for dynamic wave arc irradiation、15th AOCMP、2015年11月05日~2015年11月08日、西安(中国)

末岡 正輝(澤田 晃)他、Dosimetric verification of dynamic tumor tracking intensity modulated radiation therapy、15th AOCMP、2015年11月05日~2015年11月08日、西安(中国)

椎木 健裕(澤田 晃)他、Feasibility Study of Markerless Tracking Using Dual Energy Fluoroscopic Images for Real-Time Tumor-Tracking Radiotherapy System、AAPM 2016、2016年7月31日~2016年08月04日、ワシントンDC(米国)

澤田 晃 他、Fabrication of a 3d-printed shielding block with high accuracy for total body irradiation、ICMP 2016、2016年12月09日~2016年12月12日、バンコク(タイ)

6. 研究組織

(1)研究代表者

澤田 晃(SAWADA, Akira)
京都医療科学大学・医療科学部放射線技術学科・教授

研究者番号： 80543446

(2)研究分担者

()

研究者番号：

(3)連携研究者

森山 真光(MORIYAMA Masamitsu)
近畿大学・理工学部・准教授

研究者番号： 00283953

(4)研究協力者
()