

モンテカルロシミュレーション CT

木藤哲史

国立がんセンター東病院 放射線部

【目的】 今日の医療現場において、人体内構造の任意の断面画像を描画する X 線 Computed Tomography(以下, CT)は非常に大きな役割を持つ。CT の基本的な再構成原理は、医用画像工学の分野でよく知られているが、実際に使われている商用 CT では画質を向上させるために、より複雑な処理が含まれている。そこで、CT 装置そのものと CT 画像処理をコンピュータ上でシミュレーションすることができれば、画像に現れたアーチファクト(画像の質を劣化させる偽信号)がどの処理に由来するのかといった情報や、実機による測定では得ることが難しい情報の分析、そして教育目的での使用に役立つと考える。

本研究では、実際の CT 装置に近いジオメトリを Electron Gamma Shower Version 5(以下, EGS5)コードに構築してモンテカルロシミュレーションを行い、CT 装置と CT 画像再構成の原理を再現、理解することを目的とする。

【方法】 EGS5 コード上に CT 装置のジオメトリを構築した。CT 装置内に、実際の CT 画像から得られた人体の密度データを配置した。人体の密度データは、別個に測定した CT-電子密度変換テーブルから、CT 画像を密度画像に変換することによって得た。X-ray 線源は、回転中心までの距離を 80cm、スリット幅 0.05cm(回転中心での幅)、約 30deg の扇状ビームとし、光子エネルギーは単色 40keV とした。CT の検出器部分は、回転中心から X-ray 線源と対向して 80cm の位置に扇曲面状に配置した。検出器の吸収エネルギーサンプリング部分は 1mm(回転軸平行方向)×5mm(半径方向)×0.05mm(回転方向)が 2048 個、回転方向に並んでいる。投影データは 0.5deg 刻みで 720 方向から収集し、各方向におけるシミュレーション光子数は 1000000 個を 1 単位として、シミュレーション光子数を数通り変化させた場合のデータも得た。

CT の画像再構成アルゴリズム部分は、VC++によってプログラミングした。画像再構成法は Filtered Back Projection 法を用い、その画像再構成フィルタには Shepp & Logan フィルタを用いている。一方、VC++において統計ノイズの生じない CT シミュレーションを行ない、画像再構成アルゴリズムが正常に機能しているかを確認した。

【結果・考察】 モンテカルロシミュレーションによって得られた生データから再構成された CT は、極めてノイズ(及びアーチファクト)の強い画像となり、シミュレーション光子数の増加に伴い軽減された。一方、統計ノイズの生じないシミュレーションは、ほぼ厳密に元画像を再構成した。ゆえにモンテカルロシミュレーションから得られた CT の画質劣化の統計ノイズであると考えられる。これを改善するためには光子数を増やすことであるが、計算時間の点から考えると難しい。故にモンテカルロシミュレーションから得られた投影データの統計ノイズを減ずるための平滑化フィルタや、CT 再構成処理後の画像スムージングが必要であり、これらの処理過程への理解へもつながると考えられる。