2. 心臓CT検査における 放射線被ばく

—被ばく低減へ向けた線量指標の 正確な知識と適正化について

吉村 宣彦 新潟大学医歯学総合病院放射線部

海外・わが国における 医療放射線被ばくの動向

multidetector-row CT (MDCT) の普及により、CTの適応は拡大し、かつ1回の検査におけるスキャン範囲も拡大する傾向にある。米国では、個人の年間放射線被ばく量が1980年初頭には3.6mSvであったものが、2006年には6.2mSvになったとされている。その内訳で、医療被ばくは80年初頭の15%から48%に増加し、その1/4をCTによる被ばくが占めている¹⁾。また、医療による放射線被ばく量をlow (≤ 3 mSv), moderate ($3 < 20$ mSv), high ($20 < 50$ mSv), very high (50 mSv $>$)に分けた検討では、年間1000人のうち18.6人がhigh, 1.9人がvery highであったとしており、医療画像検査は米国における重要な放射線被ばく源であるとしている²⁾。

わが国では上記のような報告はなされていない。放射線検査による発がんのリスクを評価した論文において、日本での医療による放射線被ばくを検討するデータが得られなかったと記載されている³⁾。

CTにおける線量指標

放射線量を議論するにあたり、radiation exposureとabsorbed doseを区別して考えることが重要である。exposureは体外で計測されるのに対し、absorbed doseは、exposureの結果として体内に

蓄積された放射線のエネルギー量を表す。放射線被ばくの評価は、absorbed doseで行われる。

1. 管電圧, 管電流

X線は、X線管によって生成される。管電圧 (kilovolt peak : kVp) は、X線管の陰極と陽極の間の電圧のことである。管電圧は、X線の透過性に関係し、高ければ透過性は高くなるが、コントラストが低下し、低ければコントラストは向上するが、皮膚での吸収線量が増加する。X線管の出力は、管電圧の二乗に比例するので、管電圧が2倍になれば、線量は4倍になる。CTでは80kVp, 100kVp, 120kVp, 140kVp (135kVp)の範囲で、通常は120kVpが用いられる。管電圧が低くなるとコントラストが上昇することを利用し、最近では、冠動脈を含むCT angiography (CTA)に100kVpを使用する報告がされている⁴⁾。

管電流 (milliamperes : mA) は、X線管の中で生成されるX線の量に関連する。管電流とスキャン時間の積が、milliamperes second (mAs)である。管電流は、X線の量と直線的な相関関係にあり、管電流が増えれば患者への線量も増える。また、管電流は画像ノイズにも関係し、mAsが増えれば画像ノイズが低下し、いわゆる画質が良くなる。

2. 実効電圧

X線管球、管球容器の構造およびフィルタなどによって、実際に人体に照射さ

れるときのX線のエネルギースペクトラムは異なってくる。このため、連続X線の線質を表すのに実効電圧 (エネルギー)を用いる。実効電圧は、上記の理由により装置によって異なり、同じ管電圧の表記であっても吸収線量は同じではない。

3. ピッチ

ピッチは、X線のビーム幅に対する、ガントリ1回転でテーブルが移動する距離の比である。

$$\text{ピッチ} = \frac{\text{ガントリ1回転でのテーブル移動距離}}{\text{X線ビーム幅}}$$

MDCTにおいても、2003年以降“総ビーム幅に対するガントリ1回転でのテーブル移動距離の比”とすることが、International Electrotechnical Commission (IEC)より勧告された。

4. CTの線量指標 : CTDI

これまで述べてきたように、管電圧、管電流の表記が同じであっても、装置によって実効電圧は違い、人体のabsorbed doseを表現することはできない。ピッチによってもabsorbed doseは変わってくる。

CT dose index (CTDI) は、FDA (Food and Drug Administration), IAEA (International Atomic Energy Agency), ICRP (International Commission on Radiation Protection),