

第32回埼玉県診療放射線技師学術大会 演題優秀賞

【最優秀演題賞 一般演題部門】

ノイズ低減処理における有用性の基礎的検討

済生会川口総合病院 ○井上 友貴、土田 拓治、森 一也、戸澤 僚太、
内藤 完大、富田 博信

【優秀演題賞 一般演題部門】

64列 MDCT 高速撮影における撮影条件の組み合わせが画質に与える影響

埼玉医科大学総合医療センター ○千葉 佑香里、白石 健吾、河田 誼人、松澤 浩紀、
栗原 良樹、中根 淳

画像任意回転機能の臨床使用への検討

上尾中央総合病院 ○樋口 誠一、堀 夢子、飯泉 隼、内田 瑛基、藤巻 武義、滝口 泰徳

【優秀演題賞 学生演題部門】

低 MU ビーム照射と出力変動について

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科 ○白鳥 洋子、佐藤 洋、桑山 潤

「ノイズ低減処理における有用性の基礎的検討」

済生会川口総合病院

○井上 友貴 土田 拓治 森 一也 戸澤 僚太 内藤 完大 富田 博信

1. 背景

当院で使用している FPD;CALNEO SMART C47 (FUJIFILM 社製) では、撮影画像にノイズ低減処理の FNC (Flexible Noise Control) を用いている。FNC のノイズ低減効果により、撮影線量の低減につながると考えられる。

2. 目的

FNC 処理によるノイズ低減効果について検証し、画質の向上と線量低減の可能性について、物理評価と視覚評価により検討した。

3. 方法

3-1 使用機器

X 線管 ; DRX-3724HD (TOSHIBA)
 X 線発生装置 ; KXO-80G (TOSHIBA)
 X 線検出器 ; Calneo Smart C47 (FUJIFILM)
 非接続型 X 線測定器 ; Piranha (RTI)
 画像解析ソフト ; ImageJ NNPS 解析マクロ
 埼玉県診療放射線技師会 DR 計測セミナー統計解析シート
 PMMA ファントム
 自作ファントム

3-2 物理評価

3-2-1 入出力特性

X 線検出器 (FPD) の前面に PMMA ファントム (20 cm) を配置した。X 線管焦点 - X 線検出器面間距離を 120 cm とし、タイムスケール法による測定を行った。各入射線量に対応するピクセル値から入出力特性を求めた。なお、撮影管電圧は 80 kV とした。(図 1)

3-2-2 NNPS (Normalized Noise Power Spectrum)

ノイズ特性評価として、二次元フーリエ変換法を用いて NNPS の解析を行った。入出力特性の測定時と同様の配置とした。

基準画像は、成人男子腰椎正面を想定し、管電圧 80 kV、管電流 500 mA、管電流時間積 32 mAs、FNC 処理なしの画像とした。

また、評価画像として、撮影条件 (管電流時間積) を、16、20、22、28 mAs で FNC 処理ありとした。

3-3 視覚評価

3-3-1 自作ファントムの作成

本検討では腰椎正面撮影を想定しており、腰部を模擬したファントムを作成した。(図 2)

3-3-2 評価画像の取得

幾何学的配置は NNPS 評価と同様とした。

撮影条件は、管電圧 80 kV、管電流 500 mA、管電流時間積 32 mAs、FNC 処理なしを基準画像とした。評価画像は、撮影条件 (管電流時間積)、16、20、22、28 mAs で FNC 処理ありとした。

3-3-3 評価法

当院の診療放射線技師 10 人により視覚評価を行い、基準画像と評価画像の粒状性についてシェッフエの一対比較法 (中屋の変法) を用いて評価を行った。(図 3)

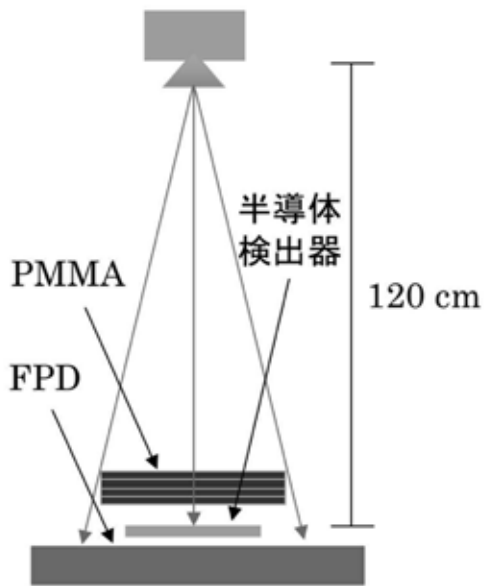


図1 入出力特性測定における配置図



図2 視覚評価の画像：豚骨と紙粘土を混合したものを椎体とみなしてPMMA20 cmで撮影した

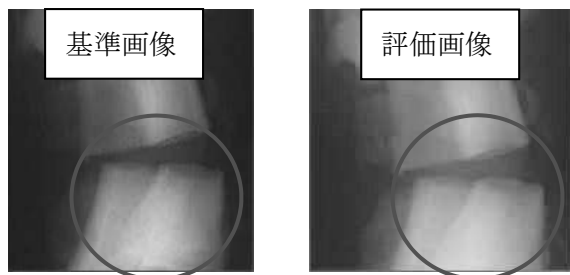


図3 基準画像と評価画像：丸で囲んだ部分について評価した

4. 結果

4-1 物理評価

4-1-1 入出力特性

入出力特性の測定結果を図4に示す。相関関数0.9735と相関のある結果が示された。

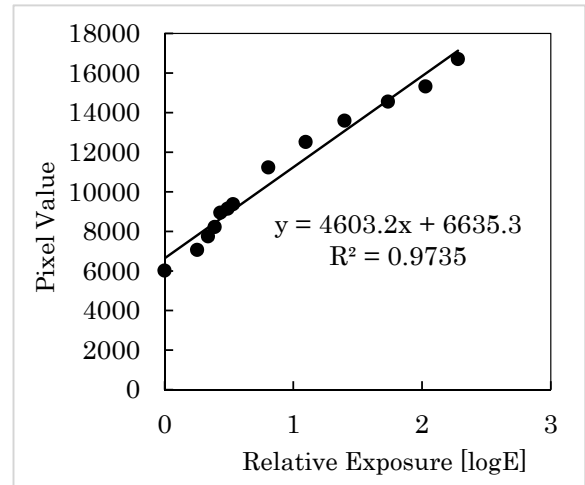


図4 入出力特性の測定結果

4-1-2 NNPS

NNPSの測定結果を図5に示す。基準画像と比較し、評価画像では、管電流時間積28 mAsの場合においてNNPSの値がより良い結果を示した。

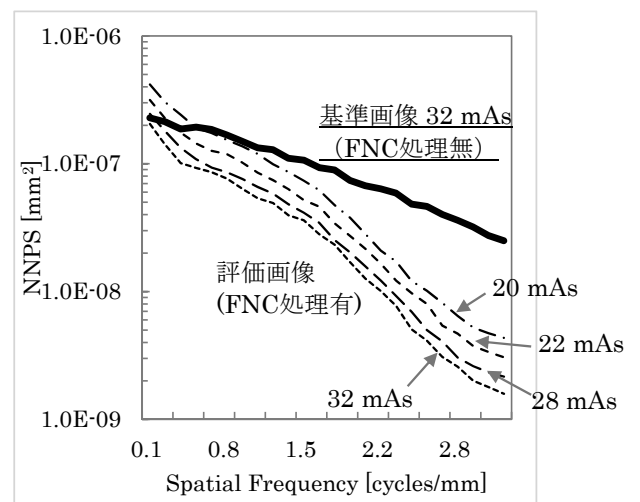


図5 NNPSの測定結果

4.2 視覚評価

視覚評価の結果を図6に示す。基準画像（FNC処理無、32 mAs）と比較し、評価画像（20 mAs、22 mAs）との間には、画像の粒状性について有意差（ $P < 0.05$ ）が認められた。なお基準画像と評価画像（28 mAs）との間に有意差は認められなかった。

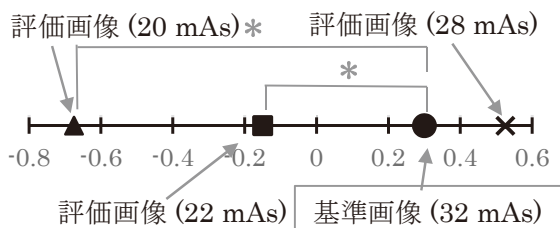


図6 視覚評価の結果

5. 考察

視覚評価で撮影線量10%低減した画像にFNC処理を加えた画像は、有意差を認めなかった。しかし、基準画像より高いスコアを示した。NNPSでは、高空間周波数領域にかけて、FNC処理の効果は大きくなった。

FNC処理は、人体を構成する線成分や点成分を認識し、それ以外をノイズ成分として抑制する。画像にはさまざまな周波数成分が含まれており、周波数帯域ごとにノイズ成分抽出処理を行い、抽出したノイズ成分を加算した画像を原画像より差分することで、ノイズを低減させ画質向上を図ることができる。人間の視覚特性には、低空間周波数領域がより視覚に影響するとの報告もあり、FNC処理による高空間周波数領域のノイズ抑制の効果は顕著であると考えられる。

しかし、低線量域ほどノイズと構造物との認識度が低下するため、本来の信号をノイズとして処理することも考慮する必要がある。

6. 結論

今回、FNC処理における撮影線量低減の可能性（粒状性）について検討した。FNC処理を臨床画像に用いることで10%の線量低減が可能である。

7. 謝辞

本研究を行うに当たり、X線撮影装置などを使用させていただくとともに、データ取得にご協力いただいた埼玉県済生会川口総合病院の諸兄、ならびに今回発表の貴重な機会を与えていただきました、埼玉県診療放射線技師会の皆さまに深くお礼申し上げます。

8. 参考文献

- 船橋正夫：FCR超基礎講座。医療科学社，109-118（2013）
- 市川勝弘，石田隆行：標準デジタルX線画像計測，オーム社，172-176（2010）



「64列 MDCT 高速撮影における 撮影条件の組み合わせが画質に与える影響」

埼玉医科大学総合医療センター

○千葉 佑香里 白石 健吾 河田 諠人 松澤 浩紀 栗原 良樹 中根 淳

1. 背景

当院は急性期の患者さんを検査することが多く、体動や息止め不良を低減するために、高速撮影を選択することがある。この場合、体動や息止め不良の画像では、モーションアーチファクトによる画質の劣化が問題となる。この対策としては、高 pitch ヘリカルスキャンが効果的との報告がある。¹⁾ 当院の 64 列 Multi-Detector-row CT (MDCT) では、Rotation time を最速にした Protocol と、pitch を最速にした Protocol の 2 通りの高速撮影条件が設定可能である。

2. 目的

当院の 64 列 MDCT で設定可能な 2 通りの高速撮影条件

Protocol A : Rotation time 0.6s/rot , pitch 1.5

Protocol B : Rotation time 0.48s/rot , pitch 1.25

において、高速撮影が必要な検査ではどちらを選択することが最適であるか、物理評価を用いて検討した。

3. 使用機器

- ・ X 線CT装置 : SIEMENS社製 SOMATOM Perspective
- ・ 自動注入器 : 根本杏林堂社製 Dual shot GX7
- ・ CT 性能評価用 Phantom : Catphan Phantom
- ・ Chest Phantom : 京都科学社製 PH-1
- ・ 自作動態 Phantom : インジェクターの圧により、シリンジが一定の速度で X-Y 平面、Z 軸方向を移動する動態 Phantom (図 1)



図 1 自作動態 Phantom

4. 方法

高速撮影の 2 つの Protocol で、以下の 6 項目の物理評価を用いて比較検討した。今回は胸部撮影を想定し、当院の臨床で用いているスライス厚 5mm、CTDIvol9.5mGy と設定した。

4-1 撮影時間

過去の胸部 CT100 症例から撮影範囲を集計し、胸部の平均撮影距離を算出した。算出して得られた胸部の平均撮影距離から、撮影時間を求めた。

4-2 モーションアーチファクト

造影剤で満たしたシリンジを自作動態 Phantom に取り付けて撮影した。撮影して得られたシリンジの画像の真円度でモーションアーチファクトを評価した。画像の表示条件は WW1200、WL400 とした。

4-3 ストリークアーチファクト

臨床でストリークアーチファクトが多く発生する Chest Phantom の肩部におけるスライス断面の画像に対して、極値統計の位置パラメータを全周方向計測した。この時の最大値をアーチファクト量とし、全周の位置パラメータを極座標で表現した。

4-4 ノイズ

CT性能評価用 Phantom の CTP486 Module を撮影し、画像の SD 値を求めた。得られた SD 値をノイズ評価とした。

4-5 高コントラスト分解能

CT性能評価用 Phantom の CTP404 Module を撮影した画像からワイヤー法で MTF を測定した。得られた 10% MTF で高コントラスト分解能を評価した。

4-6 実効スライス厚

CT性能評価用 Phantom の CTP591 Module の直径 0.18mm の微小球体を撮影した画像を用いて SSPz を測定し、FWHM を求めた。得られた FWHM で実効スライス厚を評価した。

5. 結果

5-1 撮影時間

過去の胸部 CT100 症例の画像から算出した胸部の平均撮影範囲 340mm に対して、両者の撮影時間を比較した。

Protocol A は 4.34sec、Protocol B は 4.14sec であり、Protocol B の方が撮影時間は短い結果であった。また Protocol A と Protocol B では、撮影開始位置まで助走に必要な距離に差が生じ、Protocol B の方が撮影開始位置まで必要な距離が長い結果であった。

5-2 モーションアーチファクト

各 Protocol で自作動態 Phantom を撮影し、得られたシリンジ画像の真円度を計測した。

Protocol A の真円度は 0.75、Protocol B は 0.88 であり、Protocol B が真円に近い結果であった。

5-3 ストリークアーチファクト

図 2 には Chest Phantom 肩部のスライス断面画像から求めた、1 度ごとの位置パラメータを極座標表示したグラフを示す (図 2)。アーチファクトの量を示す位置パラメータは、Protocol A

と Protocol B の間にほとんど差がみられなかった。位置パラメータの最大値を比較すると、Protocol A は 31.2、Protocol B は 32.2 であった。

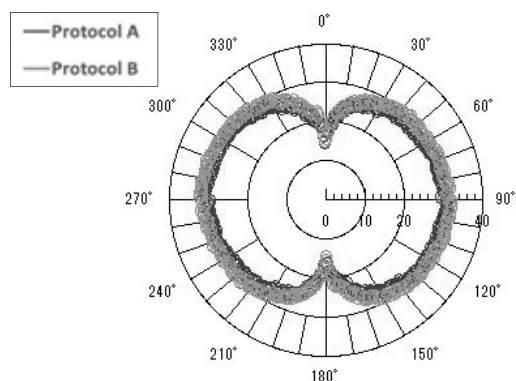


図 2 各 Protocol の位置パラメータの極座標表示

5-4 ノイズ

CT性能評価用 Phantom の CTP486 Module を撮影した画像の SD 値は、Protocol A は 7.4、Protocol B は 7.5 であった。

5-5 高コントラスト分解能

CT性能評価用 Phantom の CTP404 Module を撮影した画像を用いて測定した 10% MTF は、いずれの Protocol も 0.65 であった。

4-6 実効スライス厚

CT性能評価用 Phantom の CTP591 Module の直径 0.18mm の微小球体を撮影した画像を用いて測定した FWHM は、Protocol A は 2.25mm、Protocol B は 2.13mm であった。

ストリークアーチファクト・ノイズ・高コントラスト分解能・実効スライス厚による画質の物理評価は、両者でほぼ同等の結果を示した。

6. 考察

Protocol B は Protocol A と比較して、撮影時間が短縮し、モーションアーチファクトを想定した動態 Phantom の真円度が 1 に近い結果を示した。よって Protocol B はモーションアーチファクトが低減し、時間分解能が高いと考えられる。

これにより、息止め不良による被検者の画質が改善される可能性がある。しかし、Protocol Bは撮影開始位置までの助走に必要な距離が長い結果が得られており、over beamingによる撮影範囲外の被ばくが多くなる可能性があると考えられる。

またストリークアーチファクト・ノイズ・高コントラスト分解能・実効スライス厚による画質の物理評価は両者でほぼ同等の結果を示した。よってCTDIvolを一定にすることで、画質は同等のものが得られ、scan centerではRotation timeが画質に与える影響がほぼ無視できる範疇であることが示唆された。

ただし、今回の研究は物理評価のみであり、on centerの画質評価の検討であるため、視覚評価の検討とoff centerでの画質評価の検討の余地があると考ええる。

7. 結語

当院の64列MDCTにおける高速撮影のProtocolは、Protocol B:Rotation time 0.48s/rot, pitch 1.25が有用であることを明らかにした。

8. 参考文献

- 1) Shioya Masaki.Japanese Society of Radiological Technology (JSRT) .2014;68 : p28-30

「画像任意回転機能の臨床使用への検討」

上尾中央総合病院

○樋口 誠一 堀 夢子 飯泉 隼 内田 瑛基 藤巻 武義 滝口 泰徳

1. 緒言

当院では、一般撮影装置に画像任意回転機能が導入された。この機能は、撮影した画像をコンソール上で操作し1度間隔で回転させる機能であり、画像の向きを揃えて提出することができる。しかし、画像回転によって画素値が変化し、画質の劣化を生じることを懸念した。

そこで本実験は物理評価および視覚評価によって、画像任意回転機能による画質変化を評価した。

2. 使用機器

- 1 X線管装置：RAD speed pro 島津製作所
- 2 FPD：CALNEO C FUJIFILM
- 3 線量計：Unfors Xi RaySafe
- 4 バーガーファントム：Techno-Rad
- 5 タフウォーターファントム：WE-3020
- 6 エッジ板

3. 実験方法

3-1 エッジ法による MTF 測定

基準線質 RQA5 を使い、撮影条件を 72 kV、8 mAs、SID150 cm とし、反時計回りに 0 度から 45 度まで 5 度間隔で角度を変化させたエッジ画像を撮影した。これらの画像を画像任意回転機能を用いて、エッジ角度 0 度と同様のエッジ角度となるように画像を回転させた (図 1)。計 10 試料



図 1 画像任意回転

を ImageJ に取り込み、ESF を測定し MTF を算出した。

3-2 NNPS 測定

撮影条件を MTF 測定と同様とし、何も置いていない FPD を撮影、画像任意回転機能を用いて得られた画像を 0 度から 45 度まで 5 度間隔で回転させた。これら 10 試料を ImageJ に取り込み、NNPS を算出した。

3-3 相対 IQF_{inv} の測定

撮影条件 46 kV、4.5 mAs、SID200 cm にて、タフウォーターファントムで挟み込んだバーガーファントムを撮影した (図 2)。ファントムは 0 度から 45 度まで 5 度間隔で角度を変化させて撮影し、画像任意回転機能で 0 度と同様の角度となるように回転させた。これら 10 試料を高精細モニタに出力し、経験年数 5 年以上の診療放射線技師 10 人による視覚評価を行い、相対 IQF_{inv} を測定した。

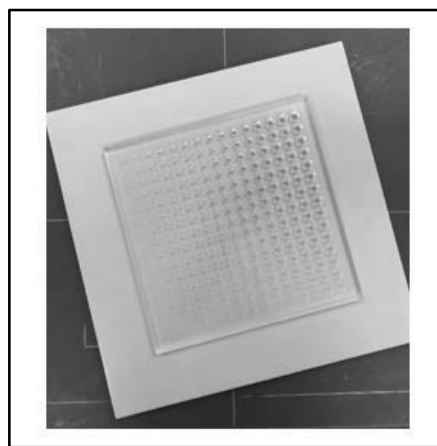


図 2 バーガーファントムの配置 (タフウォーターファントムを設置していない状態)

4. 実験結果

4-1 MTF

図3にESFを示す。このESFから算出したMTFの結果を図4に示した。画像任意回転機能の回転角度を大きくすると、回転角度0度を基準としてMTFは5度、10度で低下した。回転角度15度から30度までは0度と差のないMTFが得られ、回転角度35度から45度では0度よりMTFが上昇する結果が得られた。

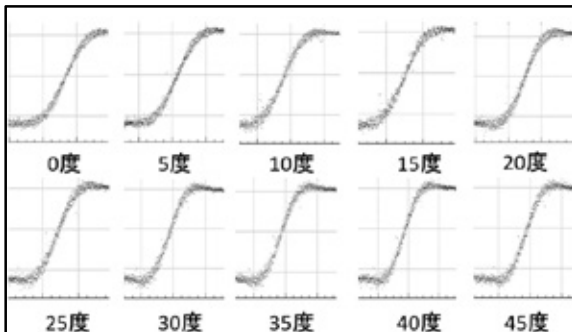


図3 ESF

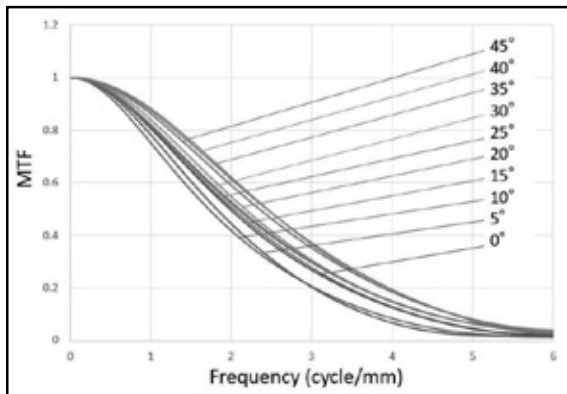


図4 MTF

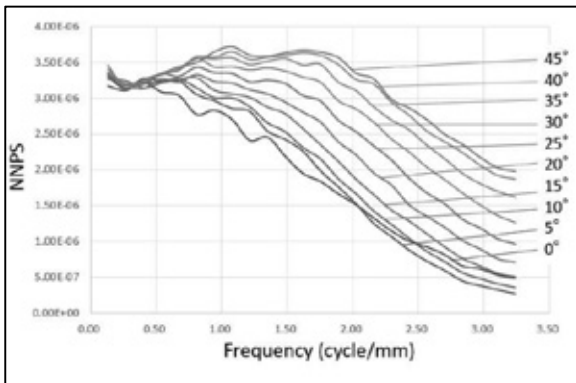


図5 NNPS

4-2 NNPS

図5にNNPSの結果を示す。画像任意回転機能の回転角度を大きくすると、ノイズ成分が多くなる結果が得られた。

4-3 相対IQF_{inv}

図6に0度を基準とした相対IQF_{inv}の測定結果を示す。この結果に対し、Mann-Whitney U検定を行ったところ、表1に示したように0度を基準としていずれの角度においてもP > 0.05となり、有意差が得られなかった。

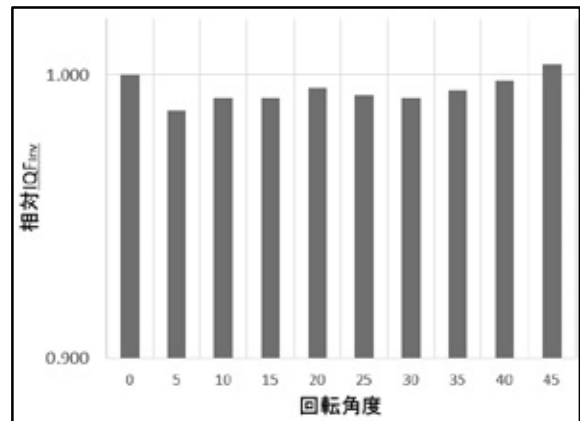


図6 回転角度0度を基準とした相対IQF_{inv}

表1 Mann-Whitney U検定

回転角度	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45
P値	-	0.340	0.516	0.467	0.848	0.590	0.541	0.790	0.939	0.909

5. 考察

図7にMTF算出時に使用したESFのうち、回転角度0度(a)と35度(b)を示した。回転角度が大きい画像のESFは、鮮鋭化処理でみられたエッジ強調に類似する特徴が現れた(図8)。この特徴は回転角度の小さい画像には現れていなかったことから、ある角度以上の回転を行うと画像に鮮鋭化処理が施されていることが考えられた。

画像任意回転機能は、画素値の再配置の際に不足した画素値について内挿する処理(キュービック補正)が施される。しかし、NNPSの測定結果から、このキュービック補正による誤差がノイズ

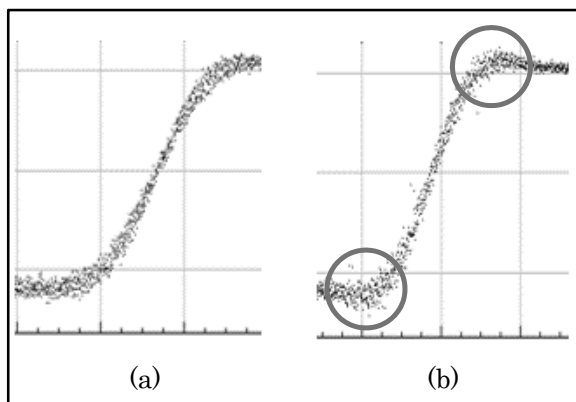


図7 回転角度0度 (a) と35度 (b) のESF

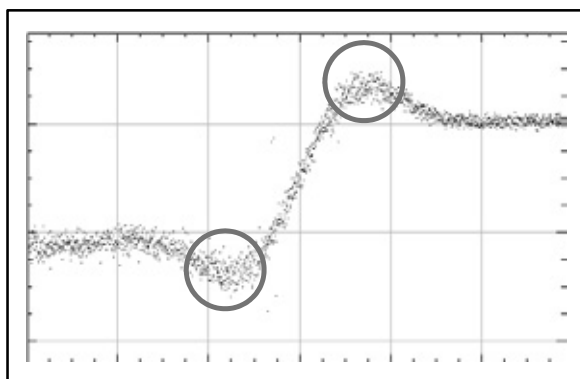


図8 回転角度0度の画像にエッジ強調処理を施した画像のESF

成分として現れると考えた。これらのことから、画像任意回転機能を用いると、キュービック補正によりデータが内挿されノイズ成分が増加し、元の画像の画質を担保するための鮮鋭化処理が行われていると考えられる。

しかし、相対 IQF_{inv} の検定結果より、画像任意回転機能による画質の変化は視認できるほどの変化ではなかった。拡大表示を行い、画質の変化を検証したところ、50倍以上の拡大率で表示すると視認することができる程度の変化であった。

6. 結論

画像任意回転機能を用いて画像を回転すると、物理評価上は画質変化を認めたが、視認できないほど微細な変化であった。

「低 MU ビーム照射と出力変動について」 ～リニアック X 線の検討～

日本医療科学大学 保健医療学部 診療放射線学科
白鳥 洋子 佐藤 洋 桑山 潤

1. 背景

リニアック X 線では、一般的に数十以上の MU ビームを用いた治療が行われるが、中には乳房や頸部などへ field in field 法 (FIF 法) を適用して、5MU 程度の低 MU ビームを併用する治療法も存在する。FIF 法は、同じガントリ角度から大フィールドと小フィールドを用いて照射する方法で、フィールド内の線量の強弱をつけたい場合や、過不足線量を平坦化する際に用いる。しかし、低 MU ビームでは出力が安定せず、過少線量となりやすいため、臨床現場で使用する際には精度管理や独立検証が非常に重要となる。

2. 目的

1MU から 100MU まで段階的にビーム照射を行い、何 MU から出力が安定するか出力変動を算出して検討した。

3. 理論

低 MU ビーム照射では、モニタ線量計とビーム制御系の間フィードバック機構が不安定なため、ビームプロファイルの変動が見られる。またモニタ線量計の端効果や暗電流の影響によって、低 MU 領域での出力安定性や再現性にも変動が見られる。一般に低 MU ビームほど出力変動が大きいため、吸収線量と MU の比例関係が崩れ、直線性が損なわれることが知られている。なお出力安定性は、X 線で $\pm 2\%$ 以内の精度が必要とされている。

放射線治療装置の出力を評価する際には dose monitor unit (DMU) を求める。DMU を求めるためには校正深 (10cm 深) にて測定を行い、組織最大線量比 tissue maximum ratio (TMR) を用いて変換する。

校正点吸収線量 D_c は、線量計指示値 M 、水吸収線量校正定数 $N_{D,w}$ 、線質変換係数 k_Q より以下のように求められる。

$$D_c = M \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad \dots(1)$$

(1) 式の校正点吸収線量の計算結果と TMR、MU 値 N より、DMU は以下のように求められる。

$$DMU = \frac{D_c}{TMR} \times \frac{1}{N} \quad \dots(2)$$

出力変動は以下のように求められる。

$$\text{出力変動} = (DMU - 1) \times 100 \quad \dots(3)$$

4. 方法

4-1 使用機器

- 1) リニアック：Elekta Synergy
(4MV-X 線, 線量率 300MU/min)
- 2) ファントム：水
- 3) ファーマ形電離箱：PTW TM30013-7986
- 4) 電位計：PTW UNIDOS
- 5) 水銀温度計
- 6) デジタル気圧計



図1 リニアック (Elekta Synergy)

4-2 測定方法

リニアックを用いて4MVのX線を照射野10cm×10cmとし、1、2、3、5、7、10、20、30、50、100MUと段階的にMU値を設定し、水ファントム10cm深に設置したファーマ形電離箱に照射を行い、電荷量を測定した。TMRは0.745とする。なお電荷量の測定は各MU値で10回行い、その平均値を基に、DMUの算出および出力変動の数値化を行った。なお事前に行われているモニタ校正は100MUで測定し、出力変動は±1%に収まるように調整がなされている。

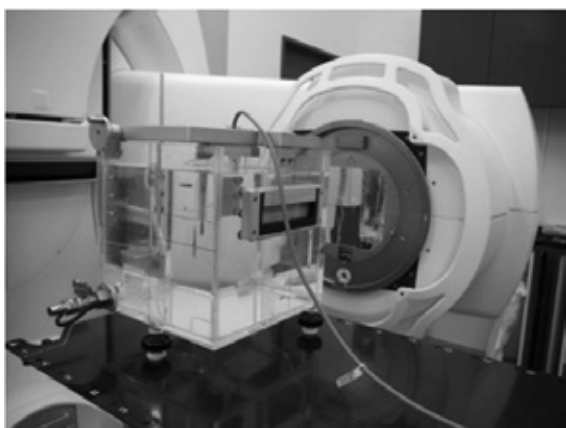


図2 測定時の配置

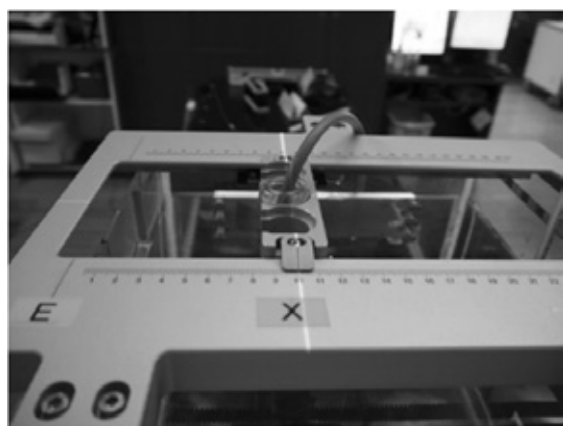


図3 測定時の配置（ファーマ型電離箱）

5. 結果

校正点吸収線量、DMU、出力変動の結果を表1に示す。低MUビーム特性を確認するため、出力変動は100MUを基準とした値を採用した。

MUを横軸、出力変動を縦軸に、両者の関係を可視化したものが図4である。

表1 ビーム測定結果

MU	校正点吸収線量[cGy]	DMU [cGy/MU]	出力変動[%] (100MU基準)
1	0.7789	1.0445	3.55
2	1.5297	1.0266	1.76
3	2.2813	1.0207	1.17
5	3.7843	1.0159	0.69
7	5.2927	1.0149	0.59
10	7.5312	1.0109	0.19
20	15.0465	1.0098	0.08
30	22.5618	1.0095	0.05
50	37.5870	1.0091	0.00
100	75.1741	1.0091	0.00

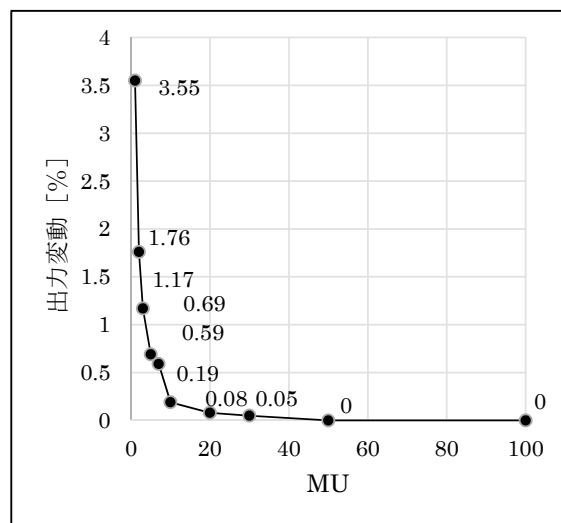


図4 低MUビーム照射における出力変動

表1と図4に示したように、1MUにおいて許容範囲である+2%を超える+3.55%の出力変動が生じた。2MU以降はMU値を高く設定するほど出力が安定し、50MU以降の出力変動は一定となった。

6. 考察

6-1 フィードバック機構の影響

結果に示した通り、低MUビームほど出力変動が大きく、通常のMUビームほど出力変動が少ないことが分かった。

リニアックにおけるX線の照射制御にはモニタ線量計が用いられ、モニタ線量計の値があらかじめ設定された値に達すると、ビーム制御系に照射MU値やビームプロファイルなどの信号情報がフィードバックされ、照射が止まる仕組みとなっている。このフィードバック機構が安定するまでには一定時間を要するため、照射時間も短くなる低MUほど相対的にフィードバック機構の影響を受けやすく、安定する前に照射が止まるため出力変動が大きくなると考えられる。

いずれの結果も過剰線量となったのは、モニタ線量計が積算線量計であるため、フィードバックにかかる時間だけ過剰に照射されたと考えられる。

6-2 放射線治療を実施するに当たって

背景で述べたように、FIF法など通常のMUビームと低MUビームを併用する治療法が存在するが、低MUビームでは出力が安定しないため、設定MU値は慎重に決めなければならない。

出力安定性は±2%の精度を保たなければならないので、本実験では2MU以上のビームが使用に適しているといえる。1MUを用いる場合には、quality control (QC) の再検討が必要である。

リニアックは非常に多くの部品から構成された精密機械であるため、故障や変調をきたすことも少なくない。リニアックに故障や変調が生じた際は、ビームの出力にも影響を及ぼすことが懸念される。ビームの出力が安定しないまま長期に及ぶ

放射線治療を進めてしまうと、たとえ低MUビームの照射であっても実際の積算線量は予定していた投与線量を大きく上回ったり、下回ったりする可能性もある。

適切で安全な治療を行うためには、日常の精度管理に加え、低MUビームの実測による独立検証を行うことが有効だといえる。

7. 結語

モニタ線量計のフィードバック機構の影響により、低MUビームほど大きな出力変動が生じた。今回の実験では、2MU以上のビームが出力安定性±2%以内であり、臨床での使用に適していた。また、適切で安全な治療を行うためには、独立検証を行うことが有効である。他のリニアックを用いた際には、低MU時のビーム特性にどのような変化が見られるのか、今後の課題として追及していきたい。

8. 謝辞

今回の研究の実施に当たり、日本大学医学部附属板橋病院中央放射線部の中澤康弘技術長、坂西和良技術長、松下淳一主任をはじめ、多くの技師の皆さまの協力をいただきました。皆さまへ心から感謝の気持ちとお礼を申し上げます。

参考文献

- 1) 榮武二, 櫻井英幸, 他: 放射線治療 基礎知識 図解ノート, 160-161, 金原出版株式会社, 2016.
- 2) 遠山尚紀, 幡野和男, 他: 詳説 強度変調放射線治療 物理・技術的ガイドラインの詳細, 11-12, 中外医学社, 2010.
- 3) 小塚隆弘, 稲邑清也, 他: 診療放射線技術 下巻 改訂第13版, 128, 南江堂, 2016.
- 4) 西臺武弘: 放射線治療物理学 第3版, 202, 文光堂, 2012.
- 5) 富士政広: 診療放射線技師 計算問題解法 ブラウン・ノート, 168, メジカルビュー社, 2007.

- 6) 梁川功, 高井良尋, 石橋忠司: 診療放射線技師マスターテキスト下巻, 119-125, メジカルビュー社, 2008.



業務拡大に伴う統一講習会 北関東地域（埼玉県）開催報告

総務常務理事
城處 洋輔

公益社団法人日本診療放射線技師会の主催とする業務拡大に伴う統一講習会が、以下の日程で開催された。講義および実習を通じて、業務拡大に伴う必要な知識や技能の習得、またはそのきっかけになった事と思われる。受講生の皆さま、また実習を担当された指導者や会場スタッフの皆さまにはこの場をお借りしてお礼申し上げます。

第9回 日程：平成30年4月21日（土）、22日（日）
場所：JCHO 埼玉メディカルセンター 3F 大会議室
参加者：46人

第10回 日程：平成30年5月12日（土）、13日（日）
場所：さいたま赤十字病院 2F 多目的ホール
参加者：44人

プログラム：

<1日目>

9：00～9：50 講義（DVD放映）静脈注射関係
9：50～10：40 講義（DVD放映）静脈注射関係
10：50～11：40 講義（DVD放映）静脈注射関係
11：50～13：10 実習・演習 静脈注射
14：00～14：50 講義（DVD放映）法改正
14：50～15：40 講義（DVD放映）IGRT
15：50～16：40 講義（DVD放映）IGRT
16：40～17：30 講義（DVD放映）IGRT
17：40～18：40 実習・演習 BLS

<2日目>

9：00～9：50 講義（DVD放映）下部消化管
9：50～10：40 講義（DVD放映）下部消化管
10：50～11：40 講義（DVD放映）下部消化管
11：40～12：30 講義（DVD放映）下部消化管
13：20～14：10 実習・演習 下部消化管
14：20～15：10 実習・演習 IGRT
15：20～16：10 試験説明および確認試験



大会アプリ開発について（予定）

編集情報常務理事
八木沢 英樹

2018年7月の理事会において、本大会コンgresブックのアプリ開発が承認されました。

大会自体は終了しましたが、今後、例年開催される埼玉県診療放射線技師学会大会ごとに作成し、利用していただけるように計画しております。

現在、開発中のためリリース時期は未定ですが、公開されたら再度お知らせ致します。

なお一部のページにはkey number（数字）を入力してから、アクセスできるように設定を考えております。

key number : 32

* 画像は開発中のものです



平成 30 年度受賞者

受賞おめでとうございます。(敬称略)

平成 30 年春 叙勲瑞宝双光章受賞

濱守 誠

叙勲「瑞宝双光章」を受賞して

濱守 誠

公益社団法人埼玉県診療放射線技師会会員の皆さまにおかれましては、ますますご清祥のこととお慶び申し上げます。

このたび、平成 30 年春の叙勲において図らずも、公益社団法人埼玉県診療放射線技師会の推薦により、瑞宝双光章の榮に浴することができました。これもひとえに長年にわたり歴代会長をはじめ、多くの先輩また同僚そして会員の皆さまに支えられた賜物とあらためて深く感謝申し上げます。

先の平成 30 年 5 月 1 日（火）知事公館において勲記・勲章の伝達式、そして 5 月 10 日（木）皇居内「春秋の間」において、天皇陛下の拝謁を賜り、身の引き締まる思いで感謝と感激でいっぱいでありました。

振り返りますと、田中会長からお話があった時は、他にふさわしい方がいるのではと再三お断りをしたのですが、後に続く後輩のためにもとのお話でお受けすることになりました。誠に有難うございました。

今後もこの榮譽に恥じることをないように一層精進いたしたいと思っております。なお一層のご指導ご鞭撻をお願い申し上げます。

末筆ながら、公益社団法人埼玉県診療放射線技師会の益々の発展と会員皆さまのご健勝とご多幸を心よりお祈り申し上げます。

