

方向照射分は利用方向分のみ線量を加えて安全評価するという思想で、それはそれでわかりやすい。しゃへい計算実務マニュアルの 5-6 注は、一次ビームとヘッド漏えいの両方を合わせて 1 になるようにすることを示しており、一次ビーム方向ではヘッドからの漏えいを無視するという考え方になっている)。

Q.10MV のリニアック施設で、コンクリートと厚い鉄を組み合わせている場合の安全評価では、どのような考慮が必要ですか？

A.このような複合遮蔽では、鉄での中性子シールドや捕獲 γ 線の発生とそのシールドを非安全側にならないようにする必要があります。

Q.最大で下 12 時間、上 6 時間、横それぞれ 3 時間出しても、トータルで 12 時間は超えていなければ OK とありますが、少しでも超えてはならないのでしょうか？

A.壁方向の一次ビームは、その条件で計算しており質問の状況は想定内になります。一方、照射ヘッドからの漏えい線量や迷路散乱 X 線や中性子線は、どのように考えて評価しているかに依存します。具体的な場合で計算されてみてはいかがでしょうか。

サイクロトロン施設関係の放射化物の管理のあり方の基本的な考え方

①放射化物に関するサイクロトロンのカテゴリー分類

自己遮蔽体の有無で分類する。

冷却期間が短い場合には短半減期核種も考慮する必要がある。

運転期間が短い場合には生成される放射化物の量が少ないことを考慮して管理を合理化できる余地がある。

区分	自己遮蔽体	管理区分					
		イ	ロ	ハ	ニ	ホ	ヘ
		ターゲット	装置本体の一部 (イを除く)	室内の機器類、備品	自己遮蔽体 (*1)	建屋(床)の一部 (*2)	建屋(ホを除く) (*2)
I	有	A	A	C	A	A	C
II	無	A	A	A	-	A	B(*3)

A 区分：(放射化がクリアランスレベルを超えるため放射性廃棄物として処分)

B 区分：(クリアランスレベルを超えないためクリアランス検認によりクリアランス可能。

ただし、クリアランス検認を経ない場合は放射性廃棄物として処分する必要がある)

C 区分：(放射化を考慮する必要がない)

(*1) 自己遮蔽体のうち低放射化素材を用いたもの以外は放射性廃棄物になる。ただし日本アイソトープ協会に引き取ってもらうためにはホウ素溶出などの基準を満足する必要がある。

(*2) 低放射化コンクリートを用いている場合には床を含む建屋を非放射性廃棄物として扱える。

(*3) 平均濃度はクリアランスレベルを超えず、放射化の程度が最も高い箇所であっても Σ D/C換算でクリアランスレベル(1.0)の10倍は超えず、かつ、K-40の濃度は超えない。また、表面付近にビルドアップがあるものの深さ方向の濃度分布は指数関数にほぼ従い、壁を一括して評価するトン・オーダーの評価ではクリアランス可能なレベルである。また、解体廃棄時にはよく混和されるので、濃度の偏りは十分に小さくなる。さらに廃棄物としての物量は少ない免除レベルを用いても関係者等の放射線安全が確保されるこ

とが保証される。しかしながら、ストリーミングなどで局所的に高くなってしまっている部位はともかく、建屋全体を一括して評価するという考え方は、非放射性廃棄物と混ぜて、平均濃度が下がるという論理と誤認され、解体・廃棄物処理関係者の理解が得られていない現状にある。従って、理解が得られるまでの当面の間は自主的に放射性廃棄物として扱う。

②自己遮蔽体の定義

「自己遮蔽体とは、放射線を外部に著しく漏らさない構造であり、その表面線量が最大で1mSv/hを超えないものとする。」(JIRA)

サイクロトロン型式により、放射化範囲は異なる。オープン型では床、壁、天井のコンクリート内側部分が放射化するが、自己遮蔽型はサイクロトロンの周囲と上部を自己遮蔽体で覆っているため、この自己遮蔽体本体及びコンクリート床部内側が放射化される。

③放射化物の評価と取扱い

自己遮蔽があるものは、自己遮蔽体までは放射化物としての管理が必要である。しかし建屋はクリアランスレベルを十分に下回っているため、個別にクリアランスレベルの検認を必要とする施設から除外することが望まれる。エビデンスとして運転記録を残し、運転中の中性子発生量を測定しておくことで、廃止時に確認が可能であるといえる。

自己遮蔽の無いものは、周辺部の放射化は計測で容易に検出されるが、一般にターゲットでの核反応以外のビームロスの程度が小さく、運転時間も一定の範囲内で、建屋のコンクリートの組成がわかっている場合には、パターン化された事前評価でその程度を示すことができる。また、日常の運転記録と放射線管理測定記録からこの評価が妥当なことが検証できる。ただし、ターゲットでの核反応以外のビームロスが無視できないなどパターン化された事前評価が適用されないものでは、廃止時はクリアランスレベル検認のための試料採取と放射能測定による確認作業が不可欠となる。

④科学的な根拠

炉規法で現在定められているクリアランスレベルについて ^{60}Co を例に見ると、0.1Bq/gとなっている。この他に生成される放射化核種を考慮し、 $\Sigma D/C$ を指標とし、平均的なサイクロトロン運転やコンクリートの組成、建屋の幾何学的条件を考慮すると中性子束として $3 \times 10^4 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ 程度に相当する。

自己遮蔽体の外側では中性子は十分に減衰しており、運転時において $10^4 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$ 以下になっていることがわかった^{1,2)}。このためクリアランスレベルを十分下回る。ただし遮へい体においても外部との貫通孔などが存在し、そこからの中性子の回り込みの可能性があるため、実際の施設では中性子の漏洩のモニタリングが必要となってくる。設置後の早い時期に漏洩箇所を防ぐようにする必要がある。また、床方向に自己遮蔽体を設置していない場合は、床は非自己遮蔽型と考えて対応する必要がある。

非自己遮蔽型のサイクロトロンは運転中においてターゲット近傍で $10^7 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$ 、サイクロトロン周辺部で $10^5 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$ 程度の中性子発生が確認された³⁻⁶⁾。このことから建屋の放射化は個別の評価が必要になる。コンクリートの表面よりのやや浅い箇所においてもクリアランスレベルを確実に下回るにはターゲットボックスの遮蔽を強化して、さらに10分の1程度減衰させることが必要といえる。

- 1) 阪間 稔、佐瀬卓也、谷井 喬、他：医療用自己遮蔽型 PET サイクロトロン及び電子リニアックにおける中性子束の放射化法による測定。日本放射線安全管理学会誌 7(2), 138-147, 2008
：徳島大自己遮蔽型 (HM-12S) の外側での熱中性子束が $10^2 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$ 以下
- 2) N. E. Hertel, M. P. Shannon, Z. L. Wang, et al: NEUTRON MEASUREMENTS IN THE VICINITY OF A SELF-SHIELDED PET CYCLOTRON. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 108, No. 3, 255-261(2004)
：自己遮蔽型 (CTI RDS cyclotron) シールド付近で中性子束が約 $50 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$
- 3) 緒方 良至、石樽 信人、望月 真吾、他：PET サイクロトロン設置室内外の中性子束。日本放射線安全管理学会誌 7(1), 35-40, 2008
：国立長寿医療センター研究所非自己遮蔽型 (HM-18) 室内で熱中性子束が $10^{5-6} \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$
- 4) 笠原哲治、藤淵俊王、飯森隆志、他：医療用イメージングプレートと ^{23}Na 放射化検出器を利用したオートラジオグラフィ法によるサイクロトロン室内での熱中性子束測定の基礎的検討。日本放射線安全学会誌 7(1), 49-54, 2008
：千葉大非自己遮蔽型 (HM-18) 室内で熱中性子束が $10^{5-6} \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$
- 5) F. Fernándezi, K. Amgaroui, C. Domingo et al: NEUTRON SPECTROMETRY IN A PET CYCLOTRON WITH A BONNER SPHERE SYSTEM. Radiation Protection Dosimetry, Vol. 126, No. 1-4, pp. 371-375(2007)
：非自己遮蔽型 (Cyclotron 18/9) 室内ターゲットから 1m の距離で中性子束が $10^7 \text{ cm}^2\text{s}^{-1}$
- 6) RMéndez, M P Iñiguez, J M Martí-Climent et al: Study of the neutron field in the vicinity of an unshielded PET cyclotron. Phys. Med. Biol. 50 5141-5152, (2005)

: 非自己遮蔽型 (Cyclotron18/9) 室内で熱中性子束が $10^{5-6} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$

その他「高エネルギー加速器機構：小規模医療用放射線発生装置使用施設におけるクリアランス制度導入に向けた適切な放射化物の取り扱いに関する調査報告書。平成20年3月」では、独協医科大学 HM-18 でサイクロトロン室内内壁の熱中性子束が $10^{5-6} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ という結果であった。

- ・ 自己遮蔽体施設では熱中性子束が $10^{1-2} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ 以下
- ・ 非自己遮蔽体の施設では熱中性子束が $10^{5-7} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ と、機種による大きな差はみられない。

自己遮蔽タイプであればクリアランスレベル以下 (中性子束を $10^3 \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$) におさまっていそうであるが、非自己遮蔽タイプではターゲットボックス付近で4桁近く中性子を遮蔽する必要がある。

⑤検討課題

(自己遮蔽体について)

- ・ 自己遮蔽体の定義については表面線量率だけで放射化の評価が妥当か。
- ・ 特殊な自己遮蔽体が放射化した場合に放射性廃棄物として扱うには、有害物質 (ポロン等) が溶質しないなど化学的安全性が確保されていることを示す必要がある。

(放射化範囲について)

- ・ 非自己遮蔽体のサイクロトロン室内壁が放射化しているとみなされる際、どの範囲をはつるか、どのように範囲を決めるか。
 - 全体としてはクリアランスレベルを下回るので、どこまでコストをかけることにスポンサーが了解するか、また、関係者がどの程度までを放射性廃棄物として扱うべきと考えるかなどに依存する。はつる範囲を大きくすると放射性廃棄物として廃棄する範囲が大きくなる。また、放射性物質を含む建屋として扱うために作業コストが増大するが、これらは事前に見積もることができる。
- ・ それ以外の範囲にクリアランス検認手続きを必要とするか。
 - 積算中性子束とコンクリート組成データがあれば、クリアランスレベルを下回ることがこれまでの検討から示せる。しかし、周辺住民、解体業者や廃棄物処理業者など関係者が納得する方法を示す必要がある。
 - 建屋や自己遮へい体内の鉄筋

- ◇ 放射化は熱中性子捕獲反応が主である。鉄中のコバルト濃度はコンクリートのそれより一桁程度は高い。従って濃度が10倍程度高くなる。
- ◇ また、コバルトや希土類元素を多く含むものではコンクリートと別に扱う必要がある。

(その他)

- ・ ポリエチレンブロック、パラフィンブロックをターゲットボックスに増設することにより中性子を減衰させることは可能か？中性子束が一桁でも少なくなればその分放射線廃棄物量は減るのではないか？
 - 水素との弾性散乱では正面衝突した場合には、運動エネルギーを水素の原子核に完全に与え、1回の衝突で熱化する。接線衝突では、運動エネルギーは変わらない。このため、平均すると1回の衝突で運動エネルギーは半分になる。従って、数回の衝突で熱化する。一方、治療用加速器ではコリメータ中でも非弾性散乱（敷居エネルギーを超える場合）、荷電粒子放出、弾性散乱でエネルギーを失う。弾性散乱によるエネルギー損失は、運動量保存則と運動エネルギー保存則から計算できる。中性子と鉄の原子核の質量比が55.85であるので、正面衝突した場合に運動エネルギーは相対的には0.93に低減する。衝突を繰り返すと熱化してコリメータ内で鉄の原子核に捕獲される（その他の反応でも中性子が原子核内に捕獲されるものがある）。結果として、半数程度の中性子は、コリメータ内で捕獲され、室内に飛び出す中性子数は半分になる。サイクロトロン自身の自己遮蔽体では、これよりも捕獲割合が高い。
- ・ サイクロトロン室内にある機器類（マグネット電源、RFアンプ、制御系、冷却系等の機器）についてどう取り扱うか。放射線安全管理上問題がないことを示す必要がある。
 - JIRAのPET施設Q&Aと整合性を取る必要がある。
 - 冷却水のトリチウム生成はターゲット水でのトリチウム生成が極めて少量であることから問題にする必要はない。
- ・ 冷却期間
 - これまでの検討は一定期間の冷却を前提にしている。冷却期間が短いと半減期が短い放射化核種からの線量の考慮が必要になる。結果として1年程度の冷却期間を確保することはデコミッション費用を低減させる。
- ・ 濃度限度を超えない排気や作業員等の内部被曝管理が求められることから、気体中の放射化物の評価が必要。

- Ar-41 は濃度限度を超えないことから空気清浄度の管理がなされていれば、気体中の放射化物生成は放射線管理上問題にはならない。
- ただしオゾンはそれなりに生成されるので窒素酸化物などの生成への考慮が必要かもしれない。

文献

- ¹ 放射線利用統計 2008. 日本アイソトープ協会 (2008).
- ² 科学技術庁原子力安全局放射線安全課長通知:放射線発生装置使用施設における放射化物の取り扱いについて, 平成 10.10.30
- ³ 柴田 徳思:使用を廃止した加速器の放射化の問題. RADIOISOTOPES, 48, 208-215, (1999).
- ⁴ 榎本 和義, 大槻 勤, 笠木 治郎太, 他: 中性子散乱用遮蔽体の放射化量評価と解体. 保健物理, 34(2), 151-160, (1990).
- ⁵ 放射化検出器による炉内中性子束の測定(KUCA 実験テキスト)Ver.7-2.0.
http://www.rri.kyoto-u.ac.jp/CAD/Insei/2003Text/Chap3_7-2_r0.pdf
- ⁶ 大学等における放射線安全管理の要点. アドスリー.1996
- ⁷ 吉村 厚, 上原周三, 大崎 進, 坂本弘巳, 入江聖義. 小型サイクロトロンより発生する中性子による空気中 ^{40}Ar の放射化. RADIOISOTOPES,42,325-329,1993
- ⁸ 坂本弘巳, 吉村厚, 上原周三, 入江聖義, 泉隆, 齋藤高志. 医療用加速器より発生する中性子の検討. 九州大学医療技術短期大学部紀要. 20,7-10,1993
- ⁹ 中村尚司. 放射線物理と加速器安全の工学 第2版. 地人書館. 2001
- ¹⁰ 医療用加速器使用室遮蔽計算指針委員会. 医療用高エネルギー加速器使用室に対する遮蔽計算指針, 日医放会誌, 28, 622-634, 1968
- ¹¹ <http://www.slac.stanford.edu/cgi-wrap/getdoc/slac-pub-2470.pdf>
- ¹² http://www-ps.kek.jp/jhf-np/hadronbeam/technical_report/hblproc/node87.html
- ¹³ Masumoto K., Toyoda A., Eda K. et al, Measurement of the spatial distribution of neutrons in an accelerator room by the combination of activation detectors and an imaging plate Radiation Safety Management, 1 12-16. (2002)
- ¹⁴ Masaharu Kinno, Kenichi Kimura, and Takashi Nakamura, Raw materials for low-activation concrete neutron shields, Journal of Nucl. Science & Technology, 39, No.12 1275-1280, (2002).
- ¹⁵ http://www.nucmext.jp/news/siryu/ri21/20060629_01c.pdf
- ¹⁶ http://www.houyakkyou.org/img/katudo_img/vision_p1_p23.pdf
- ¹⁷ NCRP Report No. 143: Management Techniques for Laboratories and Other Small Institutional Generators to Minimize Off-Site Disposal of Low-Level Radioactive Waste.
<http://www.ncrponline.org/rpt143.html>
- ¹⁸ <http://www.japc.co.jp/news/bn/h18/180602-1.pdf>
- ¹⁹ http://www.kumagaigumi.co.jp/n_pr000/pr_051109.html
- ²⁰ 石本剛, 久保田晴元, 森哲也, 寺川仁人, 谷邦治, 石井一成. 医用小型サイクロトロンの放射化評価と廃止作業について. Radioisotopes.54 巻 6 号 Page185-192(2005.06)
- ²¹ 石本剛. 放射線施設の廃止と検認測定法 医療用サイクロトロンの廃止について. 日本放射線安全管理学会誌. 3 巻 2 号 Page67-68(2004.11)
- ²² 森哲也, 石井一成, 久保田晴元, 石本剛. PET 用院内サイクロトロン廃止時における放射線管理 兵庫県立姫路循環器病センターでの経験. 核医学. 40 巻 3 号 Page388(2003.08)
- ²³ 石本剛, 久保田晴元, 寺川仁人, 谷邦治. 医用小型サイクロトロンの放射化についての検討. 日本放射線技術学会雑誌. 59 巻 9 号 Page1084(2003.09)
- ²⁴ 日本投資銀行. 画像診断センター事業について ~PET 検診センター事業モデルと課題~
http://www.dbj.go.jp/japanese/environment/social/pdf/med_img01.pdf
- ²⁵ 小佐古敏荘. クリアランスレベルの法令取り入れについて (免除・除外・クリアランスとの関連において) <http://homepage3.nifty.com/anshin-kagaku/sub041223kosako2.htm>

平成21年度厚生労働科学研究費補助金
(地域医療基盤開発推進研究事業)
「医療放射線の安全確保に関する研究」

分担研究報告書

X線CTの患者線量に関する検討

平成22年3月

分担研究者 赤羽 正章

目 次

課題 5 X線CTの患者線量に関する検討～診断能確保と線量低減に関する課題～

1. 研究要旨	1
2. 研究目的	1
3. 研究方法	2
4. 研究結果	4
5. 考察	7
6. まとめ	9
7. 参考資料	9

平成 21 年度厚生労働科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）

「医療放射線の安全確保に関する研究」

（主任研究者：細野 眞）

分担研究報告書

「X 線 CT の患者線量に関する検討～診断能確保と線量低減に関する課題～」

分担研究者 赤羽 正章 東京大学医学部附属病院放射線部

研究協力者 堀内 哲也 GE ヘルスケア・ジャパン株式会社

1. 研究要旨

本研究は X 線 CT 診療の最適化における診断能確保と線量低減のため、撮影条件最適化に必要な知識を整理し放射線診療従事者を啓蒙するとともに、診断参考レベル(diagnostic reference level: DRL)を利用して診断能を確保しつつ線量を低減する手順を評価し問題点を洗い出すことを目的とする。本年度は、DRL を用いて CT の線量を管理するにあたり整えるべき現場の体制について考察するとともに、診断能を確保する手段について検討した。DRL による CT の線量管理が普及するためには、標準患者抽出作業を助ける仕組みが必要である。被ばく低減過程において診断能を担保する枠組みは不十分であり、低コントラスト病変検出能を正しいデザインで評価せねばならない。検査部位毎が同じでも検査目的が異なる場合、目的に応じた DRL が設定されるべきである。装置間の性能格差の拡大が予想されるので、新旧両世代に配慮した DRL 適用が求められるかもしれない。

2. 研究目的

医療被ばくは、行為の正当化と防護の最適化がなされていることを前提として、線量限度が設けられていない。このため放射線診療従事者は、利益と損失のバランスを考慮しつつ必要最低限の被ばく線量となるよう撮影条件を最適化する責任を負っており、IAEA 新 BSS においても放射線診断に関わるスタッフの医療放射線安全上の責任が強調された。CT 装置の性能向上や検査適応拡大により、医療被ばくにおいて CT の占める割合は増加の一途をたどっていることから、放射線診療従事者の担う役割は一層重要になるものと考えられる。本研究は X 線 CT 診療の最適化における診断能確保と線量低減のため、撮影条件最適化に必要な知識を整理し放射線診療従事者を啓蒙するとともに、診断参考レベル(diagnostic reference level: DRL)を利用して診断能を確保しつつ線量を低減する手順を評価し問題点を洗い出すことを目的とする。一昨年度は CT の線量低減に関する現在の知見について海外の重要文献を整理し、それを元に提言を行った。すなわち、診断の質を担保しつつ被ばく線量を可及的に低減するには DRL を活用し被ばく低減機構を積極的に利用するべきである

こと、日本における調査結果を基にした DRL の設定が期待されること、更なる被ばく低減を実現するために機器メーカーの被ばく低減努力を高く評価すること、である。これを受けて昨年度は、実際に臨床現場で DRL を活用するパイロットスタディを実施し効果を確認するとともに、多忙な臨床現場における DRL 活用の問題点を洗い出した。DRL を活用することにより胸腹部 routine 検査の平均線量は低下したが、頭部検査では下がらなかった。頭部検査において線量が下げられなかった理由として、急性期脳梗塞など微妙な所見の診断に十分な画質が担保できない恐れを解消できなかったことが挙げられ、必要十分な画質を定義することの難しさが論じられた。また、DRL を活用して線量を管理するためには、ある施設におけるある目的の CT 検査について被ばく線量の代表値を知ることが必要だが、患者毎や撮影部位毎に撮影条件を調節し不要な被ばくの低減を図っている近年の CT 検査においては容易に代表値を知りえないことが確認された。更に、最新の CT 装置の一部には画像ノイズ量を飛躍的に低減させる再構成方法を有するものがあり、こうした装置と従来の CT 装置が混在した状況で一律に DRL を設定すると、従来の装置では画質が保てなくなる恐れがあることも指摘された。そこで今年度は、検査プロトコル毎に標準患者を抽出する作業を実践して問題点を洗い出し現場にどのような体制を整えるべきか考察すること、線量における DRL に相当する指標を画質について設定する可能性を考察すること、読影医が許容するノイズ量の定性的な指標を検討すること、ノイズ低減再構成法が画質に与える影響を検討すること、を目標とした。

3. 研究方法

3.1. 検査プロトコル毎の標準患者抽出作業

肝細胞癌精査を想定した上腹部ダイナミック CT と肺癌を想定した胸部上腹部 CT について、線量の代表値を求めることとした。標準体重を NRPB_W67 Doses from Computed Tomography Examinations in the UK - 2003 Review¹⁾ に準じて 70 ± 5 kg と設定し、検査全体の DLP の平均値を代表値とみなすことにした。

まずは 2009 年 11 月 1 日からの連続 10 件を retrospective に検索した。患者体重は電子カルテを参照、検査全体の DLP は装置から出力された dose report を参照した。

続いて、2009 年 12 月 10 日からの連続 10 件を prospective に収集した。患者体重は検査直前の問診票にて取得、検査全体の DLP は装置から出力された dose report を参照した。なお prospective な収集においては、上腹部ダイナミック CT と胸部上腹部 CT 以外のプロトコルについても収集した。

3.2. 画質の定性的な指標

肝ダイナミック CT において自動線量調節の設定を SD=10 と SD=13 の 2 種類で撮影し、European Guidelines on Quality Criteria for CT²⁾ の "List of Quality Criteria for Computed Tomography" の 48 ページ "Liver and Spleen" の "1.2 Critical reproduction" につ

いて画質を比較した。

3.3. CT 検査における標準的画質調査のパイロットスタディ

3.3.1. 画像ノイズ量と表示条件の関係

画像ノイズ量が多いほど広いウィンドウ幅で観察されるであろう、という仮説を検証した。肝ダイナミック CT において単純 CT の自動線量調節(automatic exposure control: AEC)の設定を、期間を区切って SD=9.88 と SD=13.0 の 2 種類で撮影した。このうち、GE 社製 LightSpeed VCT ないし Discovery CT750 HD にて 2 種類両方の設定で撮影された、連続 17 名の 34 検査を対象とした。この 34 検査をランダムに呈示し、肝細胞癌検出を目的として 2 名の放射線科専門医が独立に読影、その際に自由に調節された表示条件(ウィンドウ幅)を記録した。設定 SD の違いによるウィンドウ幅の違い、設定 SD の違いによる PSNR の違い、読影者間のウィンドウ幅の違いについて、対応のある t 検定で検定した。なお PSNR は視覚的ノイズ量に関連する指標であり、PSNR が高いことは視覚的ノイズ量が少ないことを意味する。

3.3.2. 検査目的と表示条件の関係

想定される病変と正常構造のコントラストが低いほど狭いウィンドウ幅で観察されるだろう、という仮説を検証した。頭部ルーチン検査データを用いて、検査目的によって表示条件が異なるかどうかを調査した。GE 社製 LightSpeed VCT ないし Discovery CT750 HD にて撮影された頭部単純 CT のうち出血や金属などの異常高吸収域を含まない連続 20 例を対象とした。画像ノイズ量として、左右の側脳室内の脳脊髄液に設定した ROI の標準偏差の平均値を求めた。読影実験は検査目的が「脳梗塞疑い」のセッションと「頭部外傷」のセッションの 2 回行い、それぞれのセッションについて 2 名の放射線科専門医が独立に読影、その際に自由に調節された表示条件(ウィンドウ幅)を記録した。検査目的の違いによるウィンドウ幅の違い、検査目的の違いによる PSNR の違いについて、対応のある t 検定で検定した。

3.3.3. 読影者や検査目的が異なる場合の画像ノイズ量と表示条件の関係

全体の傾向として許容範囲の視覚的ノイズ量が存在する、という仮説を検証した。上述の「画像ノイズ量と表示条件の関係」および「検査目的と表示条件の関係」から得られたデータを元に、読影者や検査目的が異なる場合の画像ノイズ量と表示条件の関係をまとめて検討した。

3.4. ノイズ量を低減する再構成法が画質に与える影響の評価

ブタの伸展固定肺を含むファントムを異なる管電流で撮影し、ノイズ量を低減する再構成法 (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction: ASIR) で処理することによる画質の変

化を検討した。はじめに自動線量調整を用いて、5mm 厚 STANDARD 関数で noise index = 9.8 となる撮影条件を求めたところ 40 mAs であることを確認した上で、400, 40, 20, 10 mAs の 4 種類の管電流にて撮影、5mm 厚の画像を 4 種類得た。400 mAs を除く 3 条件については、ASIR を 20% および 40% の設定で再構成した画像も作成し、6 種類の画像を得た。合計 10 種類の画像について、ノイズ感・気管支血管束の描出・結節の描出の 3 つの要素に関する画質評価を行った。画質評価には Anderson's functional measurement theory (FMT) を用いた。

4. 研究結果

4.1. 検査プロトコル毎の標準患者抽出作業

Retrospective に標準患者を集めるためには、特定期間の上腹部ダイナミック CT や胸部上腹部 CT の検査リストを一覧できること、検査時の体重を確認できること、検査全体の DLP を参照できること、が必要であった。特定期間の検査リストは、オーダー情報および読影報告書を対象に検索することを試みたが、オーダー情報は依頼医が入力したままであるので検査プロトコルの情報が含まれておらず、報告書についても検査プロトコルの記載方法が統一されておらず読影医によって異なっていたため、容易には収集できなかった。検査全体の DLP は装置から出力される dose report にて参照できたが、画像として保存されているので、文字を目視で確認し表計算ソフトへ手入力しなければならず、誤記の恐れがあった。

Prospective に標準患者を集めるためには、基準範囲内の体重の患者について検査時に漏れなく「検査日」「ID」「体重」「検査プロトコル」の記録を残すこと、検査全体の DLP を参照できること、が必要であった。日本においては 70 ± 5 kg の患者が比較的少ないため、頻度の低いプロトコルでは対象患者が集まりにくかった。対象患者であっても記録が漏れたケースがあった。

4.2. 画質の定性的な指標

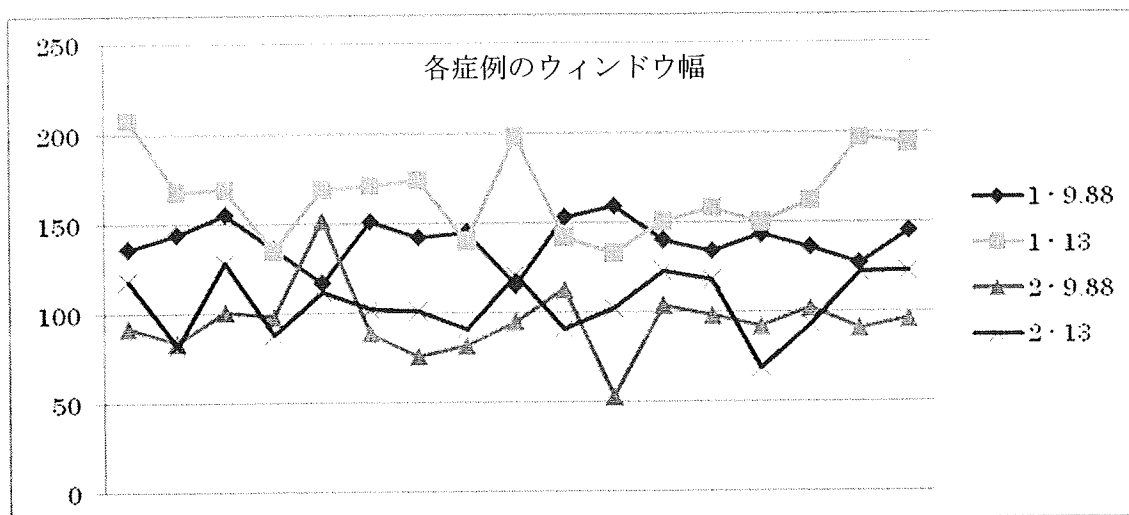
European Guidelines on Quality Criteria for CT の "List of Quality Criteria for Computed Tomography" の基準を用いて画質の定性的な評価が可能であった。しかし、診断能を確保しつつ被ばくを低減する目的で参照する指標としては、"critical reproduction" の評価対象が高コントラスト構造に偏っていること、"visually sharp reproduction" の定義が曖昧であること、病変の診断能が指標に含まれていないこと、が問題であることが判明した。

4.3. CT 検査における標準的画質調査のパイロットスタディ

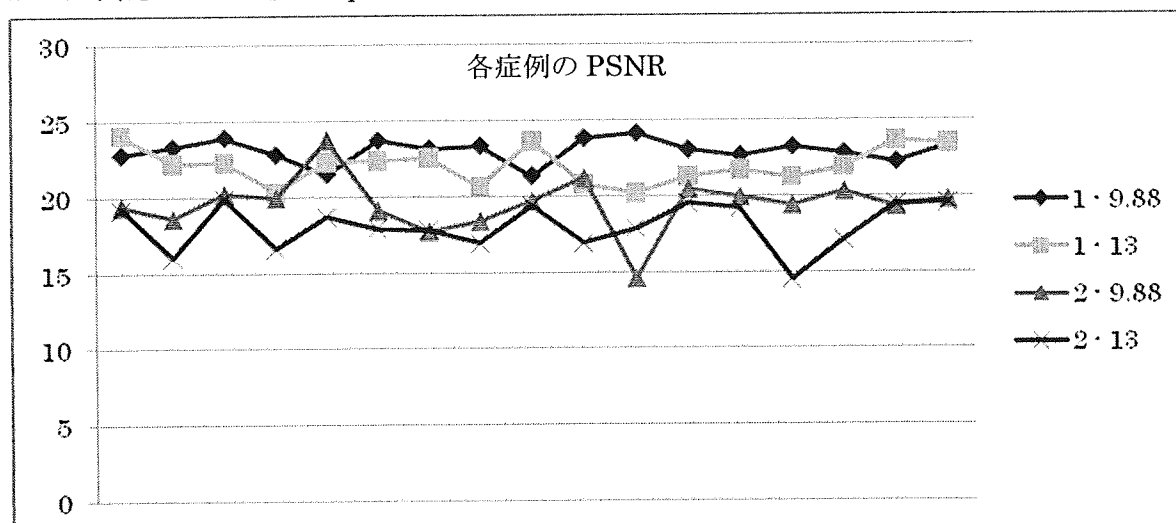
4.3.1. 画像ノイズ量と表示条件の関係

肝ダイナミック CT における単純 CT について、SD=9.88 の画像を読影する際のウィンドウ

幅は、SD=13 の画像よりも有意に狭かった(対応のある t 検定、 $p=0.0008$)。



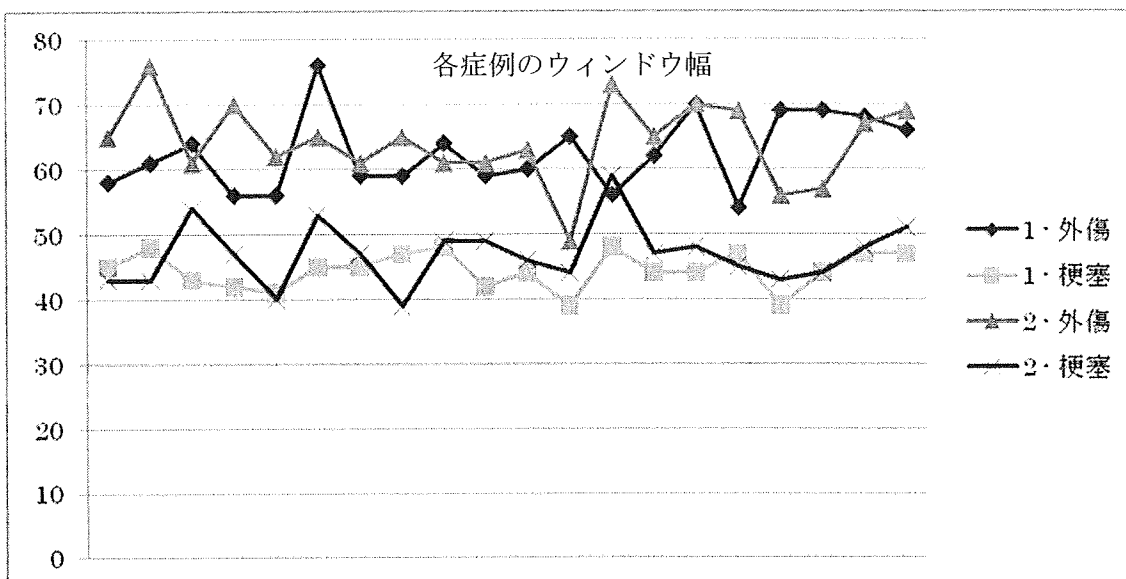
一方、視覚的ノイズ量に関連する PSNR については、SD=9.88 が SD=13 よりも有意に高かった(対応のある t 検定、 $p=0.0008$)。



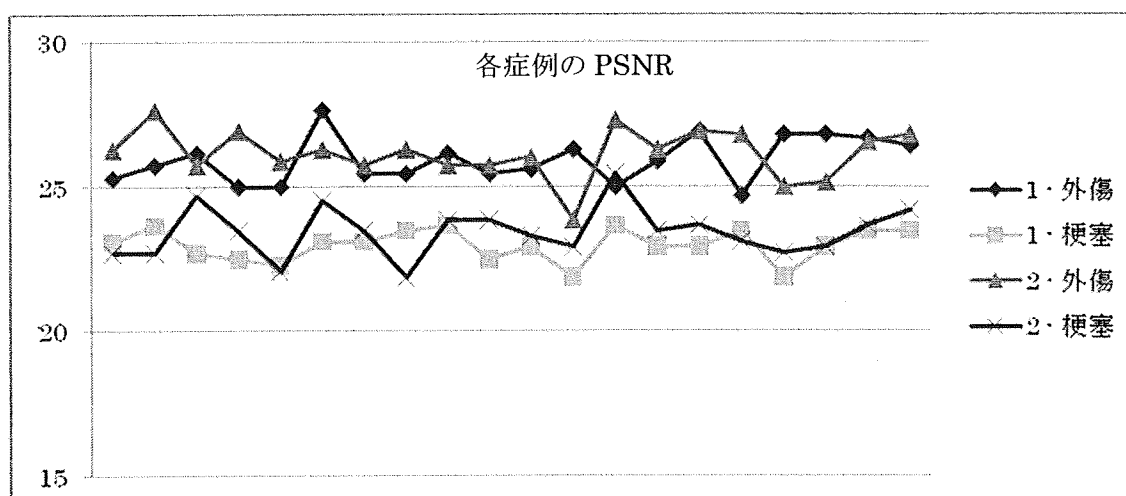
読影者間のウィンドウ幅や PSNR には有意差があった(対応のある t 検定、 $p<0.0001$)。

4.3.2. 検査目的と表示条件の関係

頭部単純 CT について、「脳梗塞疑い」のウィンドウ幅は「頭部外傷」に比して有意に狭かった(対応のある t 検定、 $p<0.0001$)。

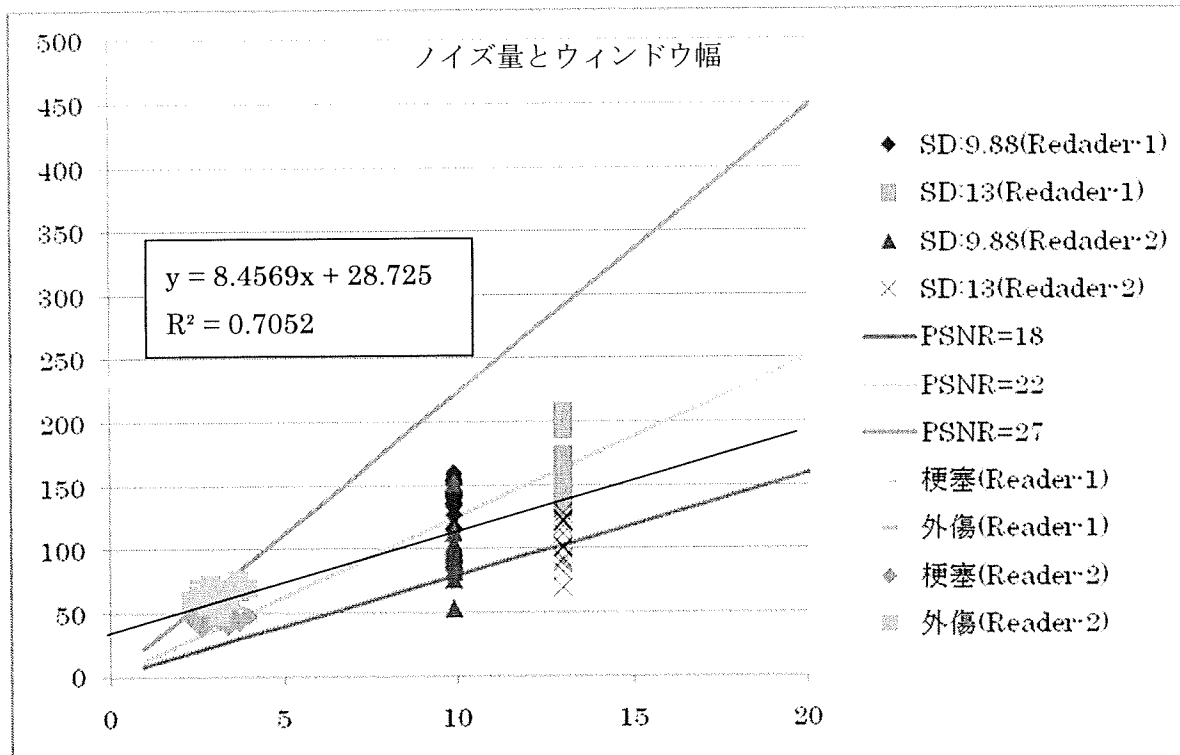


「脳梗塞疑い」の PSNR は「頭部外傷」に比して有意に低かった(対応のある t 検定、 $p < 0.0001$)。



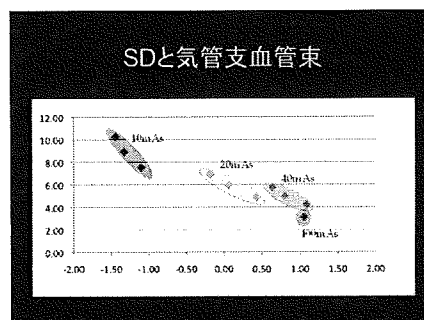
4.3.3. 読影者や検査目的が異なる場合の画像ノイズ量と表示条件の関係

頭部単純 CT と肝臓単純 CT のみの限定的なデータではあるが、画像ノイズ量とウィンドウ幅について正の相関がみられた(相関係数 $R^2=0.7052$)。線形近似式は $y=8.4569x+28.725$ で、画像ノイズ量が低いほど視覚的ノイズ量も少ない状態で読影されていた。



4.4. ノイズ量を低減する再構成法が画質に与える影響の評価

すべての評価項目において ASIR は画質を向上させた。しかし、同等のノイズ量で比較すると、管電流が低いほど画質は低かった。同等の画質を得ることを想定すると、例えば ASIR 30%で処理することにより線量を約3割減らせる可能性があった。



5. 考察

5.1. 検査プロトコル毎の標準患者抽出作業

Retrospective と prospective の二つの方法で抽出作業を行ったが、いずれも満足すべき結果ではなかった。現時点では prospective な抽出作業の方が現実的であったが、稀なプロトコルでは調査期間延長や記載漏れなどの問題を生じやすいため、小規模な病院や症例が偏った病院など DRL による線量管理の恩恵が大きいはずの施設での負担増が懸念される。一方、retrospective な抽出については、検査時の体重、検査プロトコル、検査全体の DLP、の3つが一元的に管理されたデータベースが構築されていないと、DRL による線量管理を日常業務に取り入れることは困難である。今後の RIS や HIS の満たすべき要件として組み込むことを考えてもよいだろう。検査プロトコルの区分や名称は施設毎に異なるものと予

想されるが、ある程度標準化されていないと多施設での集計を困難とする恐れがあり、集計すべき検査プロトコルについて定義や名称を標準化することが望ましい。

5.2. 画質の定性的な指標

診断能を担保する目的で European Guidelines on Quality Criteria for CT の”List of Quality Criteria for Computed Tomography”による評価を用いても不十分となる恐れがある。少なくとも、低コントラストな腫瘍性病変の検出能を確保するための歯止めが必要である。

5.3. CT 検査における標準的画質調査のパイロットスタディ

画像ノイズ量が多い場合、視覚的ノイズ量を減らすためにウィンドウ幅を広げたい要求と、病変検出能を向上するためにウィンドウ幅を狭めたい要求とが拮抗した結果、ウィンドウ幅は広がり PSNR は低下することになったものと解釈できる。すなわち、ノイズ量が多い画像と少ない画像を比較する際に、ウィンドウ幅を揃えた条件を用いることはノイズ量の多い画像に有利なので妥当でない。このことは、被ばく低減において診断能の担保を確認する研究をデザインする際に重要である。

同一部位の検査であっても検査目的に応じて表示条件が変わることは、検査目的によって許容範囲の画像ノイズ量が異なる可能性を示唆する。すなわち、検査部位に対して一律に DRL を設定すると高画質が要求される検査目的における診断能が損なわれる可能性や、高画質が要求されない検査目的における不要な被ばくが増加する恐れがある。従って、DRL は部位毎ではなく検査目的毎に定めた方が、より効果的に被ばく低減を得られるだろう。異なる読影者や異なる検査目的を混在させた検討において、画像ノイズ量とウィンドウ幅には正の相関がみられた。画像ノイズ量が少ないほど、視覚的ノイズ量が少ない状態で読影されていた。視覚的ノイズ量が一定とならない理由については、a) 頭部 CT では頭蓋骨のビームハードニングによる濃度ムラが狭いウィンドウ幅で強調されるのでウィンドウ幅を絞りにくい、b) 頭部 CT よりも腹部 CT の方が高線量であることを懸念して被ばく低減が推進されている、c) 頭部 CT は視覚的ノイズ量が多いと読影しにくい、などが考え得る。a)や b)が主たる要因であるならば現在の頭部 CT 撮影条件は不必要に高い可能性があるが、要因について更なる検討が必要である。

装置によって線量効率が異なるので、一定の線量で撮影すると画質にばらつきが生じる。診断可能な最小限の線量を目標とするならば、施設間で比較すべきなのは線量ではなく画質かもしれない。しかし画質の指標はノイズ量のみではないので、画質による被ばく管理が可能か否かは実際に試行してみなければわからない。

5.4. ノイズ量を低減する再構成法が画質に与える影響の評価

新世代の CT における再構成法の進歩により、画質を保ったまま被ばく線量を低減できる可

能性がある。新旧世代の混在する時代において DRL をどのように設定すべきか、考慮の余地がある。例えば single slice と multi-slice で DRL が分けられていたように、filtered back projection 法とそれ以外の再構成法とで DRL を分けることを考えてもよいだろう。機器メーカーは、画質を保ったまま被ばく線量を減らす技術を今後も開発し続けるべきであるし、そうなるようにユーザは機器メーカーに働きかけるべきである。

6. まとめ

DRL による線量管理が普及するためには、標準患者抽出作業を助ける仕組みが必要と考えられる。被ばく低減過程において診断能を担保する枠組みは不十分であり、闇雲に撮影条件を下げることによる逆説的な不要被ばく増加が懸念されるので、検査目的毎の標準的な画質を定量的にも設定することが望ましい。被ばくを効率よく低下させる新たな技術が普及しつつあるので、移行期には新旧両者に配慮した対応が求められるかもしれない。

7. 参考資料

1. NRPB_W67 Doses from Computed Tomography Examinations in the UK - 2003 Review.
2. EC European CT Study Group. European guidelines on quality criteria for computed tomography. 1999;EUR 16262 (Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities)

平成21年度厚生労働科学研究費補助金
(地域医療基盤開発推進研究事業)
「医療放射線の安全確保に関する研究」

分担研究報告書

放射線診療機器の使用に係る職員研修の実施に関する検討
およびエックス線診療施設の遮へい計算法に関する検討

平成22年3月

分担研究者 大場 久照