

Title	CTにおける被曝
Author(s)	西谷, 弘; 安友, 基勝; 富永, 正英 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2002, 62(7), p. 347-351
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16484
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

CTにおける被曝

西谷 弘¹⁾ 安友 基勝²⁾ 富永 正英³⁾ 福居 壽人⁴⁾ 八木 浩史⁵⁾

1) 徳島大学医学部放射線医学教室 2) 国立療養所東徳島病院放射線科 3) 徳島大学医学部附属病院放射線部
4) 徳島赤十字病院放射線科 5) 徳島大学医学部保健学科

Radiation Exposure in Radiological Clinics

Radiation Exposure in CT

Hiromu Nishitani¹⁾, Motokatsu Yasutomo²⁾,
Masahide Tominaga³⁾, Hisato Fukui⁴⁾,
and Hirofumi Yagi⁵⁾

The use of CT has increased rapidly in the past two decades, in part because of the development of helical CT and multidetector row CT. The benefits obtained by CT are not, however, without risks. This paper emphasizes the importance of keeping radiation doses during CT procedures as low as reasonably possible, especially for pediatric and small adult patients. In order to evaluate the risk of exposure, precise dosimetry is important. This paper introduces a new film dosimetry system that can be used easily in any institution and with any CT apparatus.

Research Code No.: 302.1

Key words: Computed tomography, Dosimetry, Pediatric exposure

Received Apr. 26, 2002

- 1) Department of Radiology, School of Medicine, The University of Tokushima
2) Department of Radiology, National Higashi Tokushima Hospital
3) Department of Radiology, Tokushima University Hospital
4) Department of Radiology, Tokushima Red Cross Hospital
5) School of Health Sciences, The University of Tokushima

本論文は、日本医学放射線学会誌編集委員会が企画し、執筆依頼した。

別刷請求先
〒770-8503 徳島市蔵本町3-18-15
徳島大学医学部放射線科
西谷 弘

はじめに

CT装置は技術革新により、スキャン方式は第1世代から第4世代へと発展し、さらにスリッピングを用いた螺旋スキャン方式が一般的になってきている。また、検出器を被検者の体軸方向に多段に配列したマルチディテクタへと変革しつつある。高電圧発生装置やX線管球の高性能化など複合的な高性能化により、1検査あたりのスライス数も増加の傾向にあり、被検者の被曝線量の増加が懸念されている。欧米の文献では最近CTにおける被曝についての研究が多数報告されている^{1),2)}。CTにおける患者の被曝では、IVRの放射線皮膚障害のような確定的影響は生じない。唯一起こるとすれば、CT透視を長時間行う場合のみであるが、まだそのような報告例はない。むしろCTで問題となるのは発癌のような確率的影響である。その点で特に問題となるのは、小児、若年女性の乳房である。本論文では小児CT撮影の問題ならびに線量測定法の問題などを中心にトピックスを取り上げてみた。

CTにおける医療被曝の問題点

(1) デジタル画像特有の問題がある。アナログ画像時代には線量の過多はフィルムが真っ黒になるので判断できた。デジタル画像では線量が過多でも画像は適正な濃度となり、むしろノイズが少ない良好な画質の画像となるので、読影医にとって問題のない画像として見過ごされやすい。また、施設における適正な撮影条件を決定する場合においても画質の良い条件を選ぶ傾向が強く、線量を多めに設定する傾向がある。

(2) 同じデジタル画像でもコンピューテッドラジオグラフィ(CR)では、撮影システムのホトタイムにより比較的安定した被曝線量となるが、従来のCTではそのような機構はなく、メーカーの推奨撮影条件を中心にマニュアルで撮影条件を設定するため、被曝線量は撮影者、装置、あるいは施設ごとに著しく異なる。

(3) マルチスライスCTでは、コリメータサイズ、スライス幅、ピッチ、管電流などが自由に変えられる。必ずしも

1回あたりの線量が増すわけではないが、撮影条件の多様化により被曝線量の把握が困難である。

(4)検査の高速化とどの方向からも見ることが出来る画像が容易に作成できることから単純X線検査に取って代わる検査として、CTが第一選択となる検査が増加している。その例としては、腹部救急疾患症例(虫垂炎、尿路結石など)、肺塞栓などが挙げられる。また高速性のため、容易に広い照射野の検査ができるようになり、不必要な部位も照射しがちとなる。その結果、CT検査回数ならびに医療被曝が増加している。実際米国の報告では、CTの年間検査数が1980年には360万件だったのが、1990年には1330万件に、1998年には3300万件に増加しているという³⁾。後者は、全X線検査数の13%を占め、米国での医療被曝の約30%に達していると推測されている。英国の調査でもCTは1989年には全X線検査数の2%、医療被曝の20%であったのが、1999年の報告では4%、約40%と増加していると推計されている⁴⁾。

(5)高速スキャンが可能となり、ダイナミックスタディが頻用されるようになった。肝臓などでは、造影剤投与前、投与後早期相、中期相、晚期相と繰り返して同一部位を撮影するようになっている。もしこの4相を撮影したとすると被曝線量は4倍以上となり、照射部位の線量が仮に50mGyであれば、200mGy以上の被曝線量となる。心臓の心電図同期スキャンなどの場合でも同様の問題がある。CT透視ではさらに大量の被曝の可能性もある。

小児のCTにおける被曝

2001年11月2日付でFDA: Food and Drug Administration (米国食品・医薬品局)は、放射線診療関係者に対し「小児および体の小さい成人へのCTにおける被曝リスクの低減」という通達を出し、小児等のCT検査における被曝線量低減の必要性を強調している⁵⁾。この通達については、FDAのホームページに掲載されているほか⁶⁾、PDFファイルでダウンロードすることもできる⁷⁾(Table 1)。FDAは、小児あるいは体の小さい成人では、時々過多の線量を浴びることがあるので、患者の体重やサイズ、部位にあわせてCTスキャナのパラメータを適切に調整するように求めている。CTパラメータのうち管電流は被曝と直線的に比例するので、管電流をまず減らすことを推奨している。具体的には各施設において、患者の体重あるいはサイズ、部位に基づく管電流設定の表を作成し、それを使用する。また、必要ならCT寝台のインクレメントあるいはピッチを増加させることで線量低減を図る。またできるだけ単純CTと造影CTを同時に行うようなことは避け、その場合には造影CTだけに限るようにする。また、単純X線写真、超音波検査、MRIで代替できる場合には被曝の少ないあるいは被曝のないこれらの検査方法で代替することで線量低減を図るように推奨している。

FDAがこのような通達を出した背景には、2001年2月に

Brennerらが「小児CTにおける放射線誘発致死癌の推計」という論文⁸⁾を発表し、これをUSA Todayが取り上げ全米の親に衝撃を与えたからである。Brennerらは1歳の幼児が1回CT検査を受けることにより、その生涯で放射線誘発癌により死亡する確率は腹部で0.18%、頭部で0.07%と推計し、成人がCT検査を受けるのに比べ1桁多いと報告した。米国では15歳以下の小児に年間60万件のCT検査が行われているが、そのうちおおよそ500人がCT検査で誘発される癌で死亡すると計算している。彼らは、もちろん自然発癌に対して非常に低い率を追加するだけであることを述べているが、特に「致命的(fatal)」という言葉が親に大きな心配を与えたようである⁹⁾。

2001年のRSNAのspecial focus sessionでFrush¹⁰⁾は、小児は臓器単位重量当たりの感受性が高いこと、成人と同量の放射線でも比較的大きな影響を受けること、小児のほうがその後長く生存する分放射線の影響が出やすいこと、CT撮影条件が小児用に調整されていないため必要以上の線量を受けやすいことなどを挙げて、小児のCT検査には特別の配慮が必要であることを強調しているが、その根拠となるデータの報告も多数報告されている^{3), 11)-15)}。

必要な画質を保持しながら実際どの程度まで撮影条件を下げるができるかについては、Donnellyらが報告している¹⁶⁾(Table 2)。日本においてもこれを参考に各施設で適切に調整することが望まれる。

最近のCT装置では、体の大きさ、部位に応じて自動的に撮影条件を適切なものに調整できる装置も市場に出回ようになってきているが、患者の被曝線量についてはあくまでも放射線科医の責任が大きい。装置頼みだけでは知らない間に思いがけない線量を与えられてしまっている可能性がある。正確な被曝線量の測定比較が重要である。次項では、どの施設においてもCT装置の種類に関係なく簡便かつ安価に被曝線量の測定ができる方法について述べる。

CTにおける被曝線量の測定

CT装置は、ファンビームのX線が検査部位の周囲を360度回転しながら撮影することから、単純X線撮影とは被検者の線量分布に大きな差があり、正確な線量測定を困難にしている。CT検査における患者の被曝線量の測定には、さまざまな方法が論じられているが、それらの多くは回転中心位置での測定であり、皮膚面における線量分布の測定に関する報告は少ない。また、CT装置は、各社画像再構成システムおよびX線照射・検出系に独自のシステムを採用している。そのため、同じ撮像条件でも装置が異なれば被検者の被曝線量が異なる可能性がある。線量分布の測定には微小領域の測定が不可欠であり、TLD等の小さな素子を並べての測定の報告はあるが、素子間のばらつきなど精度を維持するため測定法が煩雑である。一方、フィルムを用いた線量分布の測定は古くから行われているが¹⁷⁾⁻²¹⁾、その測定精度や方向依存性に問題があるといわれてきた。徳島CT研

Table 1 FDA Recommendations⁵⁾

1. Optimize CT settings. Reduce tube current. Develop and use a chart or table of tube-current settings based on patient weight or diameter and anatomical region of interest. Increase table increment (axial scanning) or pitch (helical scanning).
2. Reduce the number of multiple scans with contrast material.
3. Eliminate inappropriate referrals for CT.

研究会では線量測定ワーキンググループを作成し、現像処理による影響が従来のフィルム(レギュラーやオルソタイプフィルム)よりも極めて少ないという新オルソフィルムの持つ特性に着目し、フィルムによる線量測定を試み、被検者の体表面位置での線量分布の測定が可能であることを確認した^{22), 23)}。

われわれが使用したフィルムはUR-2(富士メディカルシステム)である。フィルムを線量計として用いる場合、フィルムのディテクタとしての性能を評価する必要がある。入力である照射線量と出力である濃度とがリニアな関係でないため、入出力特性を表現する特性曲線は正確に求められなければならない。従来から「フィルムを検出器として用いる場合は方向依存性があり問題である」といわれてきたが、フィルムをX線の検出器として用いた場合、X線の入射方向による感度変化はほとんどなく、銀粒子という微小な検出器の集合体として取り扱うことができ、360度回転しながら放射線が照射される『場』においても、フィルムを検出器として用いての測定が可能である。しかしフィルムは、入射されるX線の線質に対して、感度が大幅に変化することが確認された。すなわち、線質依存性が大きいといえる。フィルムを用いて線量を測定するためには、CT装置の線質(以下、CT線質)をアルミ半価層等により求め、CT線質にてフィルムの感度補正を行わなければならない。

被検者の体表位置での線量分布の測定手順は、フィルムの基本特性を考慮に入れ、以下の手順で測定を行う。まずCT線質により、フィルムおよび線量計に線量を変化させながら照射し、濃度から照射線量への変換テーブルを作成する。ファントムあるいは患者にフィルムを巻き付け、CTスキャンを行う(Fig. 1)。フィルムを現像した後、マイクロデンシトメータを用いて濃度分布を得る。濃度-照射線量変換テーブルにより照射線量分布に変換する。照射線量は水の吸収線量に変換し、被検者の表面線量分布として結果を得る。ファントムに巻き付けたフィルムの本法による線量分布の結果と、その平均値および線量計による測定結果によれば、本法の平均値は24.4mGyであったが、一方線量計による測定結果は24.0mGyであり良好な測定結果が得られた。Dixonらは15%の誤差を有するとしている¹⁷⁾が、新オル

Table 2 Suggested tube current(mA) by weight of pediatric patients for single-detector helical CT(120kVp)¹⁶⁾

Weight Kg	mA	
	Chest	Abdomen or Pelvis
4.5-8.9	40	60
9.0-17.9	50	70
18.0-26.9	60	80
27.0-35.9	70	100
36.0-45.0	80	120
45.1-70.0	100-120	140-150
>70	>140	>170

ソフィルムを用いた本法では3%程度の誤差であった。

この方法により臨床CT装置を用いた検査時の評価を行った。シングルヘリカルCT(CT装置: Lemage, 撮影条件: 120kV/250mA, スライス厚: 1cm, スキャン時間: 1sec/rot, テーブル速度: 1cm/rot)による上腹部の検査を2回の息止めで行った結果をFig. 2に示す。中央付近に天に突き刺すような鋭く突出した部分が、スキャンのオーバーラップ部分である。櫛形に変化する各ピークの平均は約30mGyであるが、スキャンのオーバーラップ部分は45mGyを超えている。シングルヘリカルCT(CT装置: Hi speed Fx/i, 撮影条件: 120kV/AUTOmA, スライス厚: 1cm, スキャン時間: 1sec/rot, テーブル速度: 1cm/rot)による結果をFig. 3に示す。AUTOmAとはスキャングラムから患者の体厚等のデータを求め、その情報に基づいてスライスごとに感電量を変化させるようにプログラムされたプロトコルである。一連のスキャン中に管電流は110mAから200mAの間で変化した。グラフ左方は肺野がありX線透過度がよいために管電流は低く抑えられピークの線量は10mGy程度であるが、中央付近になると腹厚が増し、25mGy付近までピークの線量が上昇した。マルチディテクタCT(CT装置: Light Speed Plus, 撮影条件: 120kV/370mA, スライス厚: 0.75cm, スキャン時間: 0.8sec/rot, テーブル速度: 1.5cm/rot, スキャンピッチ: 3pitch)による結果をFig. 4に示す。検出器が体軸方向に4段配列されたマルチディテクタCTである。線量分布の形態が他の装置とは全く異なった。上に突出したピークは67mGy前後まで達している。マルチディテクタCTでは、ピッチ3でスキャンするとFOVの中心軸でのスキャンのオーバーラップは25%であることは周知のことであるが、線量分布の上に突出したピークは明らかにスキャン間隙のオーバーラップ部分であり、患者皮膚面においてもスキャンのオーバーラップが生じることが確認された。患者皮膚面における微小領域に着目すると、シングルヘリカルCTよりもはるかに被曝が多い領域が生じるのである。

日常使用するフィルムを利用する本法は、安価に簡便にかつどの施設においても線量の測定が可能な方法であり、患者ごと、部位ごとの正確な被曝状態の確認に有用であり、CT被曝の管理に大きな武器となると確信する。われわれ



Fig. 1 Settings for measurement

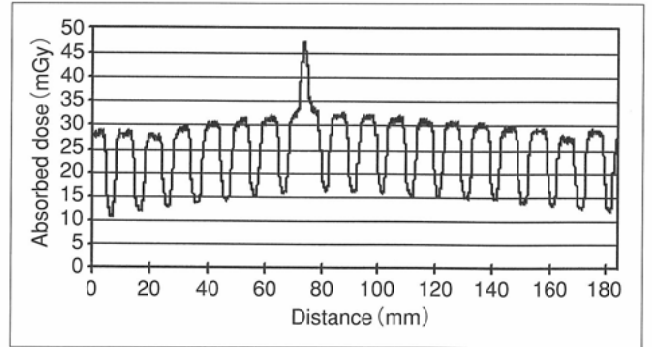


Fig. 2 Single helical CT (120kV/250mA, slice thickness 1cm, scan time 1sec/rot, table speed 1cm/rot). A central peak reveals the superimposed portion of two series of scan.

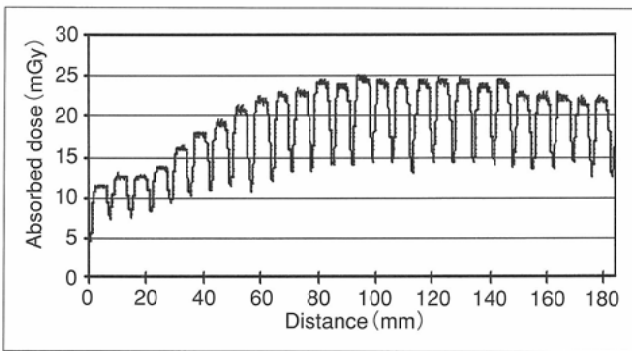


Fig. 3 Single helical CT (120kV/AUTOmA, slice thickness 1cm, scan time 1sec/rot, table speed 1cm/rot). Note the difference in exposure between chest and abdomen.

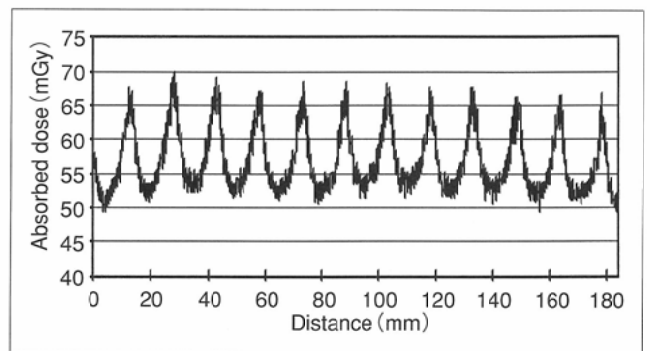


Fig. 4 Multi-detector row CT (120kV/370mA, slice thickness 0.75cm, scan time 0.8sec/rot, table speed 1.5cm/rot, scan pitch 3

これは、IVRにおいても同様の考えでフィルム法による測定法を開発したが²⁴⁾、それらのデータも共通に利用可能なので、同一患者の医療被曝管理にも大いに役立つと考える。一人の患者が受ける被曝は、手技、装置、施設にかかわらず統一的に管理されるのが理想であるので、現在被曝線量管理の標準化に向けて研究を続けている。

まとめ

CTにおける被曝について、特に小児では最適な撮影条件の調整が必要なことを述べた。簡便で安価な被曝線量測定法を紹介し、撮影パラメータが複雑化する中での被曝管理への有用性を強調した。

文 献

- 1) Rogers LF: Radiation Exposure in CT: Why so high? AJR 177: 277, 2001
- 2) Golding SJ, Shrimpton PC: Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? Br J Radiol 75: 1-4, 2002
- 3) Nickoloff EL, Alderson PO: Radiation exposures to patients from CT: Reality, public perception, and policy. AJR 177: 285-291, 2001
- 4) Shrimpton PC, Wall BF, Hart D: Diagnostic medical exposures in the U.K. Applied Radiation and Isotopes 50: 261-269, 1999
- 5) FDA Public Health Notification: Reducing radiation risk from computed tomography for pediatric and small adult patients, November 2, 2001
- 6) <http://www.fda.gov/cdrh/safety/110201-ct.html> (5.のwebページ)
- 7) <http://www.fda.gov/cdrh/safety/110201-ct.pdf> (5.のPDFファイル)
- 8) Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al: Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR 176: 289-296, 2001
- 9) Haaga JR: Radiation dose management: Weighing risk versus benefit. AJR 177: 289-291, 2001
- 10) Frush DP: CT radiation safely in children: "The responsibility is ours", special focus session, RSNA scientific assembly and annual meeting, 2001 (<http://www.rsna.org/publications/rsnanews/feb02/ct-rad-1.html>)
- 11) Huda W, Atherton JV, Ware DE, et al: An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. Radiology 203: 417-422, 1997
- 12) Ware DE, Huda W, Mergo PJ, et al: Radiation effective doses to patients undergoing abdominal CT examinations. Radiology 210: 645-650, 1999
- 13) Huda W, Scalzetti EM, Levin G: Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. Radiology 217: 430-435, 2000
- 14) Huda W, Chamberlain CC, Rosenbaum AE, et al: Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations. Med Phys 28: 393-399, 2001
- 15) Paterson A, Frush D, Donnelly LF: Helical CT of the Body: Are settings adjusted for pediatric patients? AJR 176: 297-301, 2001
- 16) Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al: Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. AJR 176: 303-306, 2001
- 17) Dixon RL, Ekstrand KE: A film dosimetry system for use in computed tomography. Radiology 127: 255-258, 1978
- 18) Shope TB, Morgan TJ, Showalter CK: Radiation dosimetry survey of computed tomography systems from ten manufacturers. Br J Radiol 55: 60-69, 1982
- 19) Zink FE, McCollough CH: The measurement of radiation dose profiles for electron-beam computed tomography using film dosimetry. Med Phys 21: 1287-1291, 1994
- 20) McCollough CH, Liu HH: Breast dose during electron-beam CT: Measurement with film dosimetry. Radiology 196: 153-157, 1995
- 21) Hidajat N, Maurer J, Schroeder RJ, et al: Radiation exposure in spiral computed tomography dose distribution and dose reduction. Invest Radiol 34: 51-57, 1999
- 22) 安友基勝, 富永正英, 福居壽人, 他: 新オルソフィルムを用いたCT検査時の患者表面線量分布の測定(第1報). 日放技学誌 投稿中
- 23) 富永正英, 安友基勝, 福居壽人, 他: 新オルソフィルムを用いたCT検査時の患者表面線量分布の測定(第2報). 日放技学誌 投稿中
- 24) 天野雅史, 西谷 弘, 河野信吾, 他: X線により発色する反射型フィルム素材を用いたIVR手技時の患者皮膚線量測定. 日放技学誌 印刷中