

# ICRP

*Publication 102*

## MDCTにおける 患者線量の管理

公益社団法人

日本アイソトープ協会

# MDCTにおける患者線量の管理

2007年3月 主委員会により承認

公益社団法人  
日本アイソトープ協会

Managing Patient Dose in  
Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)

*ICRP Publication 102*

by

The International Commission on Radiological Protection

Copyright © 2014 The Japan Radioisotope Association. All Rights reserved.  
Authorised translation by kind permission from the International Commission  
on Radiological Protection. Translated from the English language edition  
published by Elsevier Ltd.

Copyright © 2007 The International Commission on Radiological Protection.  
Published by Elsevier Ltd. All Rights reserved.

*No part of this publication may be reproduced, stored in a retrieval system or  
transmitted in any form or by any means electronic, electrostatic, magnetic tape,  
mechanical photocopying, recording or otherwise or republished in any form, without  
permission in writing from the copyright owner.*



Japanese Translation Series of ICRP Publications  
*Publication 102*

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Yoshiharu YONEKURA

Translated by

Osamu MIYAZAKI, Masaaki AKAHANE,  
Yoshihisa MURAMATSU, Tetsuya HORIUCHI

Editorial Board

The Committee for Japanese Translation of ICRP Publications,  
Japan Radioisotope Association

working in close collaboration with Japanese ICRP & ICRU members.

---

◆ Committee members ◆

Ohtsura NIWA (Chair; ICRP, MC)	Keiko IMAMURA (Vice-chair)	
Reiko KANDA	Yasuhito SASAKI*	Gen SUZUKI
Kenzo FUJIMOTO	Michio YOSHIZAWA	

◆ Supervisors ◆

Nobuhiko BAN (ICRP, C1)	Nobuhito ISHIGURE* (ICRP, C2)
Akira ENDO (ICRP, C2)	Yoshiharu YONEKURA (ICRP, C3)
Michiaki KAI (ICRP, C4)	Toshimitsu HOMMA (ICRP, C4)
Kazuo SAKAI (ICRP, C5)	Hideo TATSUZAKI (ICRU)

---

\* Former ICRP member.

## 邦訳版への序

本書は ICRP の主委員会によって 2007 年 3 月に承認され 2007 年 11 月に刊行された、MDCT による患者の被ばく線量を適切に管理し低減するための助言

Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)  
(Publication 102. *Annals of the ICRP*, Vol. 37, No. 1 (2007))

を、ICRP の了解のもとに翻訳したものである。

翻訳は、宮崎 治（国立成育医療研究センター 放射線診療部）、赤羽正章（NTT 東日本関東病院 放射線部）、村松禎久（国立がん研究センター東病院 放射線診断科）、堀内哲也（株式会社 AZE 開発部）の諸氏によって行われた。

この訳稿をもとに、ICRP 勧告翻訳検討委員会において推敲を重ね、ICRP 第 3 専門委員会の米倉義晴氏の監修をいただいて、最終稿を決定した。原著の記述に対する疑問は原著者に直接確認し、必要と思われた場合は一部に訳注を付した。

このたびの翻訳を引き受け、見事なチームワークで手堅く仕上げてくださいました上記 4 氏に深く感謝し、また 関係各位のご尽力に謝意を表したい。本書は「ICRP 87 CT における患者線量の管理」の姉妹編であり、翻訳が待たれていたが、諸事情により刊行に遅れが生じた。医療において MDCT の役割がますます多大となっている今日、さらに安全に利用されるよう本書が役立つことを願うものである。

平成 26 年 3 月

ICRP 勧告翻訳検討委員会

(公社) 日本アイソトープ協会  
ICRP 勧告翻訳検討委員会

委員長 丹羽 太貫 (ICRP 主委員会, 福島県立医科大学)  
副委員長 今村 恵子 (前 聖マリアンナ医科大学)  
委員 神田 玲子 ((独)放射線医学総合研究所)  
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)  
鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック)  
藤元 憲三 (元(独)放射線医学総合研究所)  
吉澤 道夫 ((独)日本原子力研究開発機構)

監 修 者

---

伴 信彦 (ICRP 第 1 専門委員会, 東京医療保健大学)  
石樽 信人 (前 ICRP 第 2 専門委員会, 名古屋大学)  
遠藤 章 (ICRP 第 2 専門委員会, (独)日本原子力研究開発機構)  
米倉 義晴 (ICRP 第 3 専門委員会, (独)放射線医学総合研究所)  
甲斐 倫明 (ICRP 第 4 専門委員会, 大分県立看護科学大学)  
本間 俊充 (ICRP 第 4 専門委員会, (独)日本原子力研究開発機構)  
酒井 一夫 (ICRP 第 5 専門委員会, (独)放射線医学総合研究所)  
立崎 英夫 (ICRU 委員, (独)放射線医学総合研究所)

## 抄 録

コンピュータ断層撮影 (CT) 技術は、近年多数の多列検出器の導入に伴い大幅に変化してきた。多列検出器 CT 装置 (MDCT) は、従来の単列検出器 CT 装置 (SDCT) に比べて装置自体に患者線量を増減させるような特徴をいくつかもっている。本文書では、MDCT 技術、MDCT の放射線量 (SDCT との相違点および線量に影響を及ぼす要因を含む)、放射線リスクならびに患者線量管理に関する責任について簡潔にまとめている。本文書は、ユーザーが患者線量と画質の関係を理解する必要があること、および CT の画質は診断に必要なレベルより高い場合が多いことを勧告する。自動照射制御 (AEC) は、スキャンパラメータの選択から CT 撮影担当技師を完全に解放するわけではなく、個々の装置について知っておくことが重要である。スキャンプロトコルは、異なるメーカーの装置の間で単純に転記することはできず、それぞれの MDCT に関して決定すべきである。画質がユーザーによって適切に指定され、検査目的に適合していれば、ほとんどの患者に関する患者線量が減少することになる。いくつかのパラメータは直感で理解できるようなものではなく、AEC の画質パラメータの選択は容易ではない。線量管理の実例を示すために、臨床使用例 (胸部 CT、冠動脈カルシウム定量および非侵襲性の冠動脈造影 CT、CT コロノグラフィ、尿路、小児、妊娠中の患者に対する検査、外傷、ならびに CT ガイド下手技) をいくつか記載している。CT は、従来の X 線検査に取って代わり、ますます多用されるようになっているので、特に反復する場合や複数回の検査については患者線量に慎重に配慮することが重要である。

キーワード：画質，患者線量，コンピュータ断層撮影 (CT)，放射線防護，正当化，AEC

# 目 次

	頁	(項)
抄 録 .....	(iii)	
招待論説 .....	(vii)	
序 文 .....	(xi)	
要 点 .....	(xiii)	
用語解説 .....	(xv)	
1. MDCT 技術 .....	1	
1.1 背 景 .....	1	(3)
1.2 MDCT 技術の概論 .....	2	(6)
1.3 SDCT と MDCT の違い .....	3	(8)
1.4 今後の発展 .....	6	(18)
1.5 この報告書が作成された動機は何か? .....	7	(20)
1.6 参 考 文 献 .....	8	
2. MDCT の放射線量 .....	11	(23)
2.1 緒 論 .....	11	(26)
2.2 MDCT の線量は従来のもとは異なるのか、 異なるとすればその理由は何か? .....	12	(29)
2.3 SDCT から MDCT に変更するユーザーが考慮すべき事項は何か? .....	13	(33)
2.3.1 MDCT 使用時に線量を増加させる要因 .....	13	(34)
2.3.2 MDCT 使用時に線量を減少させる要因 .....	15	(39)
2.4 線量調査と診断参考レベル .....	15	(42)
2.5 放射線リスクに関する展望 .....	17	(44)
2.5.1 確定的リスク .....	17	(44)
2.5.2 確率的リスク .....	18	(45)
2.6 患者線量の管理に関する責任 .....	19	(46)
2.7 参 考 文 献 .....	20	



3. 患者線量に影響する配慮や対策はどのようなものか？	23	(49)
3.1 線量と画質の折り合い	23	(52)
3.1.1 画質の一般的な記述指標	23	(55)
3.1.2 検査目的や撮影対象によって必要な画質は異なる	24	(57)
3.2 患者線量に影響を及ぼす装置とプロトコルの要素	25	(60)
3.2.1 オーバービーミング	25	(61)
3.2.2 オーバーレンジング	27	(65)
3.2.3 画像スライス厚	27	(68)
3.3 患者線量に影響を及ぼす撮影担当技師によるスキャンパラメータ選択	29	(72)
3.3.1 機種とメーカー	30	(76)
3.3.2 管電流 (mA) と管電流時間積 (mAs)	30	(78)
3.3.3 目標画質レベル選択の方法論	35	(93)
3.3.4 mA 値の時間変調	38	(103)
3.4 管電圧 (kVp 値)	39	(105)
3.5 ピッチ, ビームコリメーションおよびスライス厚	39	(106)
3.6 スキャン範囲と検査適応	40	(110)
3.7 装置ソフトウェア——画像再構成, ノイズ低減およびメタルアーチファクト 低減に関するアルゴリズム	41	(113)
3.8 スキャンパラメータと再構成パラメータの修正	42	(116)
3.9 参考文献	42	
4. 医療行為における線量管理	47	(117)
4.1 検査の正当化	47	(122)
4.2 訓練上の課題	49	(125)
4.3 個々の CT 検査に関する技術と線量	49	(126)
4.3.1 胸部 CT	50	(128)
4.3.2 冠動脈カルシウム定量と非侵襲的冠動脈造影のための CT	51	(131)
4.3.3 CT コロノグラフィ検査	53	(136)
4.3.4 外傷に関する CT	54	(139)
4.3.5 尿路 CT	55	(142)
4.3.6 CT ガイド下手技	56	(144)
4.3.7 小児に対する CT	56	(146)
4.3.8 妊娠中の患者の CT	57	(148)

4.4 将来の方向性 .....	58	(150)
4.5 参考文献 .....	59	
付録 A. CT に関する線量の記述方法 .....	63	(A1)
A.1 CT 線量指標 (CTDI) .....	63	(A1)
A.2 長さ線量積 (DLP) .....	65	(A12)
A.3 臓器線量と実効線量 .....	65	(A14)
A.4 線量評価手法 .....	67	(A18)
A.5 CT 線量測定の後 .....	68	(A19)
A.6 参考文献 .....	68	

## 招待論説

### 便益とコストの終わりなき均衡

多列検出器コンピュータ断層撮影 (MDCT) の時代において患者が受ける線量の管理に関するこの ICRP Publication はきわめて時宜に適ったものである。従来の SDCT に比べて患者に付与される線量を増減させるような MDCT 特有のパラメータについて、CT に関与しているすべての従事者が十分に理解しているわけではない。本報告書では自動照射制御を含むさまざまな技術オプションについて十分に引き上げられている。各医療機関は、妥当な被ばく線量で診断上適切な画像を作成できるようなさまざまな手順 (プロトコル) について意見をまとめなければならない。これについて、本報告書は、ユーザーが画像に関する指針を明確にし、臨床的役割に従って適正化するべきであることを強調している。特定の病態 (例えば、肺結節の検出) に関しては、患者の治療に対して実質的に不利益を与えずに放射線を大幅に低減することができる。同様に、小児科診療や妊娠中の撮影の要請には、著しく線量を低減して対処することができる。近年、CT コログラフィ検査において、小さな病変を過度に気にする必要はないことがわかってきており (Pickhardt ら, 2007)、この結果、より低い線量が確信をもって採用できるようになっている。

電離放射線を用いた患者検査手法の中で CT は卓越したものになっている。新型の MDCT 装置がもたらす多機能性により、患者の診療が急速に変わりつつある。例えば、急性腹症の場合、単純腹部レントゲン写真は支障無く割愛することが可能であり、今や患者の重症度判定 (退院、入院、経過観察、手術—Ng ら, 2002) はしばしば CT 所見に依存している。CT の成長は急激であり、米国では総人口 3 億人に対して年間約 7500 万件の CT 検査が実施されている。CT は実質的に IVU (経静脈性尿路造影)、バリウム注腸やほとんどの診断用血管造影に取って代わった。近い将来、呼吸困難を患う患者に対する胸部 X 線撮影 (CXR) すら、低線量 CT に取って代わられる可能性がある。

放射線科医の CXR の読影能力は低下している。正面像 (PA 像) CXR の所見が曖昧な場合、ほぼすべての患者が CT 検査へ送られ、側面像が追加される機会は今や非常に少なくなった。CXR がはっきりと異常な場合、その異常の性質を明らかにするために CT は尚更必要とされる。さらに、位置決めスカウトビュー / スキャノグラムの画質は、CXR の一部 (肺底、骨、その他) の画質と優劣を争っている。これらの理由により、医療業務に従事するすべての者に放射線開

題を注意喚起することは的を射ている。

検査件数が比較的少ない割には不釣り合いな被ばく量がCTによって医療分野にもたらされていることを多くの研究者が示してきており、特に小児科診療に関してあてはまる。したがって、小児、若者または妊娠中の患者を検査する場合はいつも、電離放射線を用いない検査でも十分満足のいく情報が得られるのではないかと考えるべきである。小児の場合、可能なら常にUS（超音波）とMRI（磁気共鳴画像）を用いるべきである。成人の診療については腰椎CTを避けるべきであり、例外的に妥当と考え得る骨塩定量でさえも、DEXA（骨密度測定法）などの技術を適用すればはるかに低い線量で同様の測定値を得ることができる。

ある病状に対しCTが最適な検査方法であり、かつガイドライン（RCR, 2007）によって推奨されている場合であっても、線量を低減できる秘訣が多数存在している。単純CTは大半の体幹部CTにおいて不要であるとの認識が広がってきている。ただし、パフュージョン検査とCT尿路造影はこの考え方の明らかな例外である。造影前、早期動脈相、後期動脈相、早期門脈相、後期門脈相および遅延相を必要とするような検査プロトコルは、高い線量をもたらす可能性がある（DixonとGoldstone, 2002）。したがって、このように同じ部位を繰り返し撮影するやり方は例外的な状況でなければ使用してはならない。実際、ほとんどすべての臨床上の問題は、通常はせいぜい2回の繰り返し撮影によって対処することができる。

（上記の肺結節の同定のように）特定の問題に対する放射線量を低減することは可能であるが、診断不明の状態における最初の診断用CT検査を、線量を低減させるようなパラメータを用いて実施すべきかどうかについては議論の余地がある。CTが本来持っている長所の1つは、完全なボリュームデータが得られることであり、CTは対象とする組織（骨、筋肉、内臓、その他）に関するすべての情報を提供する。このボリュームデータは、患者の入院中に出てくる個別の疑問に答えるため、後日もう一度調べることができる。

例えば、当初の臨床上の疑問が「肺実質のサルコイドーシスの可能性」であったとしても、その患者が悪性腫瘍を患っている可能性があることが判明する場合があります。このような事例では、骨の精密な検査が必要となろう。骨格は、低線量の胸部検査においてはそれほど良好に提示されるものではない。最初のCT検査時にできるだけ多くの情報を得るという考え方は、多くの診療科に支持されてきている。CTのボリュームデータは、後日多くの異なる条件で照会することができる情報バンクである。

実際、すべての生データが保存されていれば、高解像度アルゴリズムで再構成しなおして、肺の微細構造や胸椎や脊柱管の矢状断像を再評価することができる。最初のCT検査が広範囲であれば、CTや電離放射線を伴う他の検査を繰り返さずにすむ可能性がきわめて高い。「サルコイドーシスの疑い」がある患者が悪性腫瘍を患っていることが判明した例では、CTによって骨が広範囲に検査されている場合には核医学骨シンチグラフィの検査を避けることができ

る。このような議論は、「全身」CTによるスクリーニングを推進している施設によってさらに拡張されている。自覚症状のない患者に対して普及しつつあるスクリーニングに多くの専門家が反対意見を唱えているけれども、この種のスクリーニングは、高い放射線量にもかかわらず増加傾向にあるように思われる (Dixon, 2004)。将来、全身の磁気共鳴 (MR) スクリーニングがCTスクリーニングといかに競合するか見物である。

この論文はCTに従事するすべての人々のための追加トレーニングの必要性も強調している。この中には医学生に対するCT診断の線量に関する正しい教育を含めるべきである。また、CT診断を依頼する臨床医に対する継続的な教育も必要である。しかし、何にもまして、CT検査のパラメータを管理するCT技術者/放射線技師に対して広範かつ継続的な訓練を実施すべきである。医療機関の責任者は新しいCT機器には喜んで数百万ドル/ユーロという金額を支払う一方、X線撮影の訓練や継続的な医療教育、またはCTの放射線特性をモニタするための医学物理の支援には多額の投資を極めて渋る場合が多い。

このレビューに添える論説を執筆することは光栄である。少なくとも「要点」の章について、関係する管理者各位が目を通すことを筆者は心から希望するものである。

ADRIAN K. DIXON

## 参考文献

- Dixon, A.K., 2004. Whole-body CT health screening. *Br. J. Radiol.*, **77**, 370–371.
- Dixon, A.K., Goldstone, K.E., 2002. Abdominal CT and the Euratom Directive. *Eur. Radiol.*, **12**, 1567–1570.
- Ng, C.S., Watson, C.J., Palmer, C.R., et al., 2002. Evaluation of early abdominopelvic computed tomography in patients with acute abdominal pain of unknown cause: prospective randomised study. *B.M.J.*, **325**, 1387–1389.
- RCR, 2007. Making the best use of Radiological Services: guidelines for doctors, MBUR 6th edition. Royal College of Radiologists, London, UK.
- Pickhardt, P.J., Hassan, C., Laghi, A., et al., 2007. Cost-effectiveness of colorectal cancer screening with CT colonography: the impact of not reporting diminutive lesions. *Cancer*, **109**, 2213–2221.



## 序 文

長年にわたり、国際放射線防護委員会（ICRP）（以下「委員会」と記す）は多くの報告書を出版し、医学における放射線防護と安全に関する助言を提供してきた。ICRP *Publication 73* は、この分野の概観を示すものである。これらの報告書は、放射線防護の一般原則を要約するとともに、医学と生物医学研究における電離放射線のさまざまな用途へ原則を適用するための助言を提供している。

初期の報告書はほとんどが総論的な性質のものであった。最近になって、委員会は、困難が認められているより具体的な状況の検討に重点を置くようになってきている。このような報告書のシリーズは、1997年9月に英国のオックスフォードで開催された委員会の会合に端を発している。ICRP 第3専門委員会の提言に基づき、医療放射線防護の分野で話題になっている問題に関する報告書を作成するために、委員会はいくつかのタスクグループを設立した。委員会は、これらの問題に関する報告書が日常業務の中で問題に直接関わる人々が利用しやすい形で書かれるように、そして報告書が広く配布されるためにあらゆる努力が確実になされるように努めている。

上記の報告書のうち一部は、ICRP *Publication 84, 85, 86, 87, 93, 94, 97* および *98* ならびに *Supporting Guidance 2* としてすでに刊行されている。本報告書は、この簡明かつ重点を絞った一連のシリーズに続くものであり、さらに何冊かこのような助言を作成中である。

2000年に出版されたICRP *Publication 87* は、「コンピュータ断層撮影（CT）における患者線量の管理」をテーマにした。同報告書には、多列検出器CT（MDCT）はわずかな文章で簡単に言及されているが、当時この技術は進展中であり、MDCTの線量管理の経験はほとんどなかった。2005年までにこの状況は完全に変貌していた。MDCTは「旧来の」CT機器に急速に取って代わり、2005年9月にスイスのベルンで開催された主委員会の会合において、MDCTの線量管理に関するタスクグループが設立された。グループへの委任事項は、この新たな高速技術の急速な増加と今後の新たな臨床応用について検討すること、および系統的に患者線量を増減させるMDCT特有のパラメータについて議論することであった。同タスクグループは迅速に報告書を完成させるよう要請された。

タスクグループのメンバーは以下のとおりであった。

M. M. Rehani (主査)

M. Kalra

C. McCollough

H. D. Nagel

(xii) 序 文

通信メンバー

L. Collins

W. Kalender

本報告書作成時の第3専門委員会のメンバーは次のとおりであった。

C. Cousins (委員長)

J. - M. Cosset

I. Gusev

Y. Li

J. Linecki (副委員長)

P. Ortiz Lopez

S. Mattsson

L. V. Pinillos-Ashton

M. M. Rehani

H. Ringertz

M. Rosenstein

C. Sharp

E. Vañó (書記)

Y. Yonekura

本報告書は前記の目的に寄与することを目指している。この目的にできるだけ役立つように、本報告書の形式は *Annals of ICRP* に掲載される委員会刊行物の通常のスタイルとはいくらか異なっている。

本報告書は、2007年3月にドイツのエッセンで開催された会合で主委員会により刊行が承認された。



# 要 点

## 1 章 MDCT 技術

- 最近の CT 装置は、多列型の検出器アレイが採用され、高速撮影や広範囲の撮影が可能になっている。
- すべての新しい CT 装置は、多列検出器を備え (MDCT)、単管球または 2 管球で、しかも線量低減のための新しいツールが数多く製品化されている。

## 2 章 MDCT の放射線量

- MDCT には、単列の CT 装置 (SDCT) と比べて系統的に患者線量を増減させる特徴がいくつかある。
- 初期の報告では SDCT に比べて MDCT の患者線量の増加が指摘されていたが、最近の報告は両者が同等もしくは MDCT の方が低いことを示している。
- ユーザーが SDCT 撮影時と全く同じ条件で MDCT を設定し撮影してしまうと、患者線量は増加する可能性がある。個々の装置の特性に合わせた適切な条件を決定しなければならない。

## 3 章 患者線量に影響する配慮や対策はどのようなものか？

- MDCT 装置には被ばく線量を低減する可能性があるが、実際に線量低減を達成できるかは装置の利用法による。
- 放射線科医、循環器内科医、医学物理士、CT 撮影担当技師は、患者被ばく線量と画質の関係を理解し、CT の画質はしばしば診断の信頼性のために必要なレベルより高すぎることに気づくことが重要である。
- すべての検査目的において最高の画質が必要というわけではなく、むしろ画質レベル (例えば、低ノイズ、中線量、低線量) は検査目的によって異なる。
- 正しい臨床診断を下すために必要となるさまざまな画質特性のすべてを、画像ノイズやコントラスト・ノイズ比 (CNR) のような客観的尺度だけで完全に把握できるとは限らない。したがって、「最適」な画質を決める作業は、ノイズなどの定量的評価と読影者の視覚的評価とを含む複雑なものになり得る。
- 撮影条件の調節が患者線量の管理にどれほど寄与できるかについて、意識が年々高まってきている。しかし、技術の変化は速く、患者線量の管理には継続的な注意が必要である。

(xiv) 要 点

- 自動照射制御 (AEC) により、画質を基準としてスキャンプロトコルを設定できるようになった。画質がユーザーによって適切に指定され、それが検査目的に合致していれば、肥満した患者を除くすべての患者の線量は低減する。肥満した患者の場合は、画質を改善するために線量は増加する。
- AEC は撮影担当技師によるスキャンパラメータの選択を完全になくすわけではなく、個々の CT システムを熟知していることが重要である。AEC が備わっていない CT 装置は撮影担当技師が mA 値や mAs 値を選定する必要があるが、AEC を効果的に作動させるためにはノイズインデックス、リファレンス mAs 値およびリファレンス画像などの概念の理解が要求される。例えば、画像の標準偏差やノイズインデックスなどの AEC のパラメータは直感的に理解しにくいいため、勘違いを起こす可能性がある。
- AEC システムにおける画質パラメータの選択はわかりやすく作られていない。画質をどう指定するかは見解の一致を見ておらず、なおかつメーカーによって照射制御の方法が大きく異なっている。CT システムに関する撮影担当技師の知識が重要である。

#### 4 章 医療行為における線量管理

- CT を使用することの正当化は、CT 検査を依頼する臨床医と放射線科医が共に責任を担う。正当化には、既知の適応に関する CT 検査の正当化と、臨床症状を標準線量の CT が必要か低線量の CT のみが必要かに分けることが含まれる。
- スキャンパラメータは、検査の適応、患者の体格やスキャン対象の身体部位に基づいて決定すべきであり、そうすれば患者の線量はこれらのパラメータによって管理できるようになる。
- 不適切な検査を回避できるようにガイドライン (CT 検査の選択基準) が必要である。さらに、必要に応じて放射線を用いない他の画像技術も代替手段として検討すべきである。
- CT 検査の依頼医と CT スタッフが訓練を受けることは、検査の適応やプロトコル、患者線量を管理する上で役立つ。

## 用語解説

見出し語は欧文で始まるものはアルファベット順，和文は五十音順で配列。  
⇔ は参照先を示す。原著の配列順による見出し語訳は本項末尾を参照。

本報告書においては，用語を以下のように定義する。

### CT 線量指数 (CTDI) および CT 空気カーマ指数

[Computed tomography dose index (CTDI) and Computed tomography air kerma index]

⇔ 本書 付録 A 「CT に関する線量の記述方法」 (A.1) を参照。

### CT ナンバー [Computed tomography number]

⇔ CT 値

### CT 線量測定ファントム [CT dosimetry phantom]

CT の線量の基準測定のために用いられるポリメタクリル樹脂 (PMMA) 製の直径 160mm (頭部ファントム) または 320mm (体幹ファントム) で適当な長さ\*を有する円筒。ファントムは，線量計を中心と外面 (外縁) から 10mm の深さのところに位置決めできるように，軸に平行な取り外し可能な挿入物とともに構成されている。

\*訳注 JIS 規格では IEC 規格を取り入れて，「少なくとも 140mm の長さ」となっている。

### CT 値 [CT number]

CT 画像の各画素における平均的な X 線の減弱を表すために用いられる数。数値は通常，ハンスフィールド単位 (HU) で表される。測定された減弱値は，下記の式によりハンスフィールド・スケールから CT 値に変換される。

$$\text{CT 値} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000 \text{ (HU)}$$

ここで， $\mu$  は，利用される X 線ビームに関する測定物質の水に対する実効的な線減弱係数である。CT 値のスケールは，水が 0HU，空気が -1000HU になるように定義されている。

### MDCT (多列検出器コンピュータ断層撮影) [MDCT (multi-detector computed tomography)]

MDCT は，2 列以上の検出器から構成される検出器を備えた CT 装置である。MDCT の「多列検出器」構成とは，体軸方向に (すなわち，患者の身長方向に沿って) 複数の検出器アレイ (列) を用いることをいう。MDCT は，円弧状に配列された検出器と X 線管が一緒に回転する第 3 世代 CT の形状を利用している。MDCT はすべて，ヘリカルスキャンが可能なスリッピングガントリーを用いている。

### SDCT (単列検出器コンピュータ断層撮影) [SDCT (single-detector computed tomography)]

単列検出器を利用する CT 技術であり、不連続または連続的 (スパイラル) な撮影中、同時に 1 スライスだけしかスキャンできない。

### X 線管電流の変調 [Modulation of x-ray tube current (mA)]

選択された画質が得られるように管電流を自動的に調整することにより CT スキャン時の線量を制御する方法。管電流の回転角変調と  $z$  軸方向変調とがある。

### $z$ 変調 [Z modulation]

⇨ 体軸方向変調

### アーチファクト [Artefact]

患者の撮影領域内に存在しない構造が CT 画像上に出現すること。一般的なアーチファクトは、パーシャルボリューム効果 (部分体積効果) とビームハードニング (線質硬化) によるものである。どちらの効果も普通、ストリーク (線状) アーチファクトをもたらす。いずれも、例えば空気と組織、空気と骨、および金属と組織の境界などのように物質密度が極端に不連続な場合のような高コントラストの領域内で観察される。ストリークは、装置内の機械的な位置調整不良によっても生じ、また臨床的な患者の動きや高密度の造影剤の使用によっても生じる。

### オーバービーミング [Overbeaming]

患者に入射する X 線ビームが検出器の有効範囲を超えて広がり、画像収集のために用いられない状況。

### オーバーレンジング [Overranging]

ヘリカル (スパイラル) スキャンの補間アルゴリズムで必要な、追加回転による DLP (dose-length product) の増加分。

### 画像スライス厚 [Image thickness]

スキャン領域の中心における感度プロファイルの半値幅として評価する断面の実効スライス厚。

### 管電圧 [X-ray tube voltage]

X 線管の陰極と陽極の間に印加される電位差。

### 管電流回転角 ( $x, y$ ) 変調 [Angular ( $x, y$ ) mA modulation]

$xy$  方向の管電流変調は、X 線管が患者の周りを回転している際に mA 値を変化させることにより、角度によって異なる X 線減弱の変動に対処する手法であり、検出器に到達する光子束の均一化を目的としている。通常、撮影担当技師は mA 値または mAs 値の初期値を選び、ガントリーが 1 回転する間に mA は初期値から増減される。

**管電流時間積 (mAs) [Tube current–exposure time product (mAs)]**

X線管電流 (mA) と秒単位で表した曝射時間 (s) の積。

**管電流時間変調 [Temporal mA modulation]**

管電流の時間変調は、時間に基づく基準に従って管電流を変更する。これは心臓の CT 検査時に非常によく使用されており、例えば速い心臓の動きが画質を損ねる収縮早期の線量を低減する。

**管電流の回転角および体軸方向の複合 ( $x, y, z$ ) 変調 [Combined angular and longitudinal ( $x, y, z$ ) mA modulation]**

X線ビームを患者に対して回転させ、また体軸方向に移動させるとき（すなわち、前部/後部と側面、肩から腹部）に、管電流を変化させるために回転角 ( $x, y$ ) 変調と体軸方向 ( $z$ ) 変調を両方使用すること。CT 担当技師は望ましい画質レベルを示さなければならない。この場合、患者による減弱に応じて X 線線量が 3 軸すべてにおいて調整されるので、CT 線量低減に向けた最も包括的な手法である。

**管電流の体軸方向 ( $z$ ) 変調 [Longitudinal ( $z$ ) mA modulation]**

管電流の体軸方向 ( $z$ ) 変調は、患者の  $z$  軸（長さ方向）に沿って管電流を変化させることにより患者の身体領域によって異なる X 線の減弱（例えば、肩と腹部と骨盤）に対応する。 $z$  変調の役目は、さまざまな身体領域にわたってノイズレベルを比較的均一にすることである。

**ガントリー [Gantry]**

X線管、コリメータおよび検出器を内包する装置の構造物。

**幾何学的線量効率 [Geometric efficiency]**

X線ビーム幅に対する検出器幅の割合。

**空間分解能 [Spatial resolution]**

対象物とバックグラウンドの間の吸収差がノイズに比べて大きい場合に、表示された CT 画像内の異なる対象物を弁別する能力。通常少なくとも 100HU に相当する差違が要求される。

**検出器アレイ [Detector array]**

回転軸を中心とした円弧または円周（装置技術に依存）に沿って配列される検出器の集合体全体であって、検出器の間隙物質を含む。全体の配列は、複数の円弧状配列、すなわち列によって構成される。

**検出器幅 [Detector width]**

検出器アレイの任意の検出器 1 個における隔壁間の距離。

### コリメーション [Collimation]

体軸 (z) 軸方向の放射線ビームの範囲を幾何学的に制限すること。

### コントラスト・ノイズ比 [Contrast-to-noise ratio]

コントラスト・ノイズ比は、画像内の2つの領域における CT 値の差をノイズで割った値である。

【注記】 この量を導入する必要がある理由は、「コントラスト」だけに注目すると診断に必要な画質よりも高くなることが多いからである。ノイズもまた、画質の尺度である。ノイズレベルの高い画像が必ずしも診断の正確さを損ねるとは限らず、むしろコントラスト・ノイズ比が同程度であったり、改善される場合もある。

### 再構成アルゴリズム [Reconstruction algorithm]

収集されたデータを画像に変換するために用いられる数学的手法。データの特定の画質を強調し、増強し、または改良するためにさまざまなアルゴリズムが用いられている。

### 実効 mAs [Effective mAs]

管電流とスキャン時間の積 (mAs) をピッチで割った値。1 スライス当たりの mAs 値を示す。

### 実効線量 [Effective dose]

⇨ 詳細については本書 付録 A を参照。

### 自動照射制御 (AEC) [Automatic exposure control (AEC)]

検出器における X 線強度をサンプリングすることにより、あらかじめ選択された画質を生成するために必要な照射量 (管電流) を自動的に決定して提供する仕掛け。

### 集団線量 [Collective dose]

集団が受ける総放射線量の表現であり、ある線源に被ばくした人数とその平均放射線量との積で定義される。集団線量は、人・シーベルト (man-Sv) という単位で表され、もっぱら放射線防護の最適化を目的として使用される手段である。

### 診断参考レベル [Diagnostic reference levels]

電離放射線を画像診断に使用する手順に対して、通常の撮影条件において、その放射線量が異常に高いか、あるいは低いかを判断するために用いられる。

### スキャン時間 [Scan time]

1 回の曝射に関して、投影データの収集開始から終了までの時間。これは一部の CT 装置でパルス X 線を用いる場合、スキャン時間は曝射時間より長くなることがある。

### スパイラル CT [Spiral CT]

⇨ ヘリカル CT

**スライス [Slice]**

1 回の CT 撮影時に検査対象となるファントムまたは患者の（位置と厚さで定義される）断面。

**スライス厚 [Slice thickness]**

本書では、「スライス厚」という用語は、データ取得に関して用いられるものをいう（スライスコリメーション）。複数の検出器列からの信号を電子的に合成することにより、スライス厚を増す（2.5mm, 5mm, 10mm）ことができる。したがって、画像レビューのために用いられるスライス厚は、データ取得のために用いられるスライス厚と異なる場合が多い。スライス厚は大きくてもかまわないが、小さすぎてはならない。

**線量指標 [Dose descriptor]**

CT 検査における  $CTDI_w$ 、 $CTDI_{vol}$  または DLP のような測定可能なパラメータをいう。これらのパラメータから実効線量もしくは臓器線量を推定でき、あるいは異なる CT 装置の線量特性を比較することができる。

**造影増強効果 [Contrast enhancement]**

コントラストが低い構造の視認性を高めるために静脈内または動脈内に造影剤（通常ヨードを含む）を投与し、脈管や組織の吸収値を上昇させること。

**臓器線量 [Organ dose]**

臓器または組織内の平均吸収線量。すなわち、臓器または組織に付与された全エネルギーを臓器または組織の全質量で除した値。

**多相撮影 [Multiphase examination]**

決められた身体部位の範囲を 2 セット以上撮影する検査（例えば、造影剤の注入前後）。

**長さ線量積 [Dose Length Product (DLP)]**

⇒ 詳細については本書 付録 A を参照。

**生データ [Raw data]**

X 線検出器が収集した 1 回のスキャンにおけるすべての投影データ。

**ノイズ [Noise]**

すべての画像にある程度存在する基本的性質。ノイズは特にコントラストが比較的低い身体構造物や対象物の視認性を低下させる傾向がある。医用画像の場合、目標はノイズを除去することではなく、臨床的に受け入れられるレベルまでノイズを減らすことである。ノイズは、有用な情報を含まない画像の明るさの 2 点間の変動である。ノイズの大きさは、画像内の関心領域内における CT 値の標準偏差によって表される。

**パーシャルボリューム効果（部分体積効果）または平均化** [Partial volume effect or averaging]

スライス内に部分的に含まれる構造体の存在によって引き起こされる CT 値の不正確さ。

この種の効果は、スライス厚の減少に従って重要性は薄れてくる。

**ハンスフィールド単位 (HU)** [Hounsfield unit (HU)]

⇒ CT 値

**ピッチ / ビームピッチ** [Pitch / Beam pitch]

X 線管が 1 回転する間に寝台が動く距離と X 線ビーム幅との比。ピッチは、放射線ビームの重なり具合を表す。ピッチが 1 ということは連続的な放射線ビームであり、ピッチが 1 より小さければ放射線ビームに重なりがあり、ピッチが 1 より大きければ放射線ビームの間にギャップがあることを示す。

SDCT の場合は通常、ビーム幅と検出器幅の間に差がない。しかし、MDCT の場合は、両者の間に差がある。よって、「ビームピッチ」と「検出器ピッチ（ヘリカルピッチ）」という 2 つの用語が提案されている。上記のビームピッチ（または単にピッチ）を使えば、SDCT と MDCT のいずれにも同様に適用できる。

**ビームコリメーション** [Beam collimation]

⇒ コリメーション

**ビームハードニング（線質硬化）** [Beam hardening]

連続スペクトルを有する X 線が組織を通過する際に、エネルギーの低い光子ほどよく吸収されて除去され、結果として実効エネルギーが増加する過程のこと。

**ビームピッチ** [Beam pitch]

⇒ ピッチ

**ファントム** [Phantom]

患者と同等に放射線を吸収または散乱する機器で、実際に患者を被ばくさせずに放射線量を評価し、画像装置の試験を行うために用いられる。ファントムには、人間の形をしたものや物理的な試験対象がある。

**ヘリカル CT** [Helical CT]

ボリュームデータの収集を可能にするために、ガントリー内への患者の連続的な直線移動と X 線管の連続的な回転を組み合わせた特定のスキヤニング技術。スパイラル CT、またはボリューム CT とも呼ばれる。



**放射線の確定的影響** [Radiation effect, deterministic]

線量のしきい値が存在する放射線影響。しきい線量を超えると、影響の重篤度は線量の増加に伴って増大する。

\*訳注 2007年勧告以降,ICRPは「確定的影響」のことを「有害な組織反応」と呼ぶようになった。

**放射線の確率的影響** [Radiation effect, stochastic]

線量のしきい値無しに生じる放射線影響であって、その発生確率は線量に比例し、影響の重篤度は線量と無関係である。

**補間** [Interpolation]

最初に再構成された画像からそれより多くの画素として画像を表示するために、画像を平均化またはスムージングする数学的手法。

**ポリメタクリル樹脂 (PMMA)** [Polymethylmethacrylate (PMMA)]

市販のプラスチック重合体。例えば、Perspex や Lucite。

**ボリューム CT** [Volume CT]

⇒ ヘリカル CT

## 用語解説の見出し語

〈原著配列順〉

Angular (x,y) mA modulation 管電流回転角 (x, y) 変調	Interpolation 補間
Artefact アーチファクト	Longitudinal (z) mA modulation 管電流の体軸方向 (z) 変調
Automatic exposure control (AEC) 自動照射制御 (AEC)	MDCT (multi-detector computed tomography) MDCT (多列検出器コンピュータ断層撮影)
Beam collimation ビームコリメーション ⇒コリメーション	Modulation of x-ray tube current (mA) X線管電流の変調
Beam pitch ビームピッチ ⇒ピッチ	Multiphase examination 多相撮影
Beam hardening ビームハードニング (線質硬化)	Noise ノイズ
Collective dose 集団線量	Organ dose 臓器線量
Collimation コリメーション	Overbeaming オーバービーミング
Combined angular and longitudinal (x, y, z) mA modulation 管電流の回転角および体軸方向の複合 (x, y, z) 変調	Overranging オーバーレンジング
Computed tomography dose index (CTDI) and Computed tomography air kerma index CT線量指数 (CTDI) およびCT空気カーマ指数	Partial volume effect or averaging パーシャルボリューム効果 (部分体積効果) または平均化
Computed tomography number CTナンバー ⇒CT値	Phantom ファントム
Contrast enhancement 造影増強効果	Pitch / Beam pitch ピッチ / ビームピッチ
Contrast-to-noise ratio コントラスト・ノイズ比	Polymethylmethacrylate (PMMA) ポリメタクリル樹脂 (PMMA)
CT dosimetry phantom CT線量測定ファントム	Radiation effect, deterministic 放射線の確定的影響
CT number CT値	Radiation effect, stochastic 放射線の確率的影響
Detector array 検出器アレイ	Raw data 生データ
Detector width 検出器幅	Reconstruction algorithm 再構成アルゴリズム
Diagnostic reference levels 診断参考レベル	Scan time スキャン時間
Dose descriptor 線量指標	SDCT (single-detector computed tomography) SDCT (単列検出器コンピュータ断層撮影)
Dose Length Product (DLP) 長さ線量積	Slice スライス
Effective mAs 実効mAs	Slice thickness スライス厚
Effective dose 実効線量	Spatial resolution 空間分解能
Gantry ガントリー	Spiral CT スパイラルCT ⇒ヘリカルCT
Geometric efficiency 幾何学的線量効率	Temporal mA modulation 管電流時間変調
Helical CT ヘリカルCT	Tube current-exposure time product (mAs) 管電流時間積 (mAs)
Hounsfield unit (HU) ハンスフィールド単位 (HU) ⇒CT値	Volume CT ボリュームCT ⇒ヘリカルCT
Image thickness 画像スライス厚	X-ray tube voltage 管電圧
	Z modulation z変調 ⇒体軸方向変調

# 1. MDCT 技術

(1) 最近の CT 装置は、多列型の検出器アレイが採用され、高速撮影や広範囲の撮影が可能になっている。

(2) すべての新しい CT 装置は、多列検出器を備え (MDCT)、単管球または 2 管球で、しかも線量低減のための新しいツールが数多く製品化されている。

## 1.1 背景

(3) コンピュータ断層撮影 (CT) 技術とその臨床への適用は他の診断方法に比べ格段の応用性があり、現在、CT の利用は増え続けている。最新の CT 技術では、高出力 X 線管、非常に高い計算性能、多チャンネルの検出器を装備し、広いスキャン範囲を 1mm 未満のスライス厚や 0.33 秒で 1 回転する高速回転が実現している。今日 CT は、循環器や血管および筋骨格構造の 3 次元画像診断などのような動的な応用において重要な役割を担っている。

(4) この CT 技術に対しては、いくつかの用語が使用されている。すなわち、multi-detector-row CT (MDRCT)、multi-detector CT (MDCT)、multi-detector-array spiral CT、multi-channel CT および multi-slice CT (MSCT) などがある。患者の体軸方向に対して同時に、しかも独立的に収集可能な数は「スライス数」と呼ばれることが多く、この値は一般に装置の技術的性能を表すために用いられている (例えば、64 スライス MDCT として)。本報告書において当委員会は、この技術について一般的に言及する場合は MDCT という用語を用い、MDCT の個別の技術の適用に言及する場合は 64 列 MDCT を用いることとした。

(5) 2000 年に、ICRP は「“Managing Patient Dose in Computed Tomography” (CT における患者線量の管理)」(ICRP, 2000a) を発行した。この当時の差し迫った急務とされていたことは、個々の患者の臓器線量が比較的高いこと、CT 検査の頻度が増えていること、臨床応用が多様化していること、および集団線量に対する CT の寄与が増加していることに対して、放射線専門医、医師、医学物理学者およびその他の CT 関係者に周知・啓発することであった。また、この当時使用されていた技術は、不連続 (多重スキャン) または連続的 (ヘリカルスキャン) なスキャン中に同時に 1 スライスしか収集できない単列検出器を装備するもの (SDCT) がほとんどであった。MDCT では z 軸上 (患者の体軸、つまり、体軸方向) に複数の検出器列を設けることにより、複数のスライスを同時にスキャンすることが可能になった。上記の 2000 年報告書 (ICRP, 2000a) が出版された頃、MDCT はまだ初期段階にあったので、

MDCT が放射線量に及ぼす影響について同報告書はごく簡単に言及していた。評価を行うにはデータも経験もまだ不十分であった。しかし、その後数年のうちに MDCT の臨床導入は驚異的に増加し、また列数も 4 スライスから、8、16、32、40、そして 64 スライスへと MDCT の技術は驚異的に進化してきた。さらに、2つの X 線管を持つ 2 管球搭載型 CT が最近発表され、256 スライスの MDCT も間もなく臨床導入されるようである。MDCT のスキャン速度の向上は、患者の処理能力や業務フローを改善するとともに、新たな臨床応用（心臓を対象とした CT や全身スキャン）が発生することを意味している。過去 20 年間で、CT スキャンの検査は世界で 800% 以上増大している (Frush, 2003)。米国では、1991 年から 2002 年の間に、CT の検査件数が毎年 10 ~ 20% 増加しているというデータがある (Fox, 2003)。この間に米国では、血管性病変に対する CT スキャンの実施件数が 235% の増加で最高の伸びを示し、心臓 CT の実施件数が 145% の伸びを示しこれに続いている。また、腹部 (25%)、骨盤 (27%)、胸部 (26%) そして頭頸部 (7%) の件数が増加したことも明らかになっている。さらに 64 スライスの MDCT により、心臓 CT への適用が今後大いに増加すると予想されている。2002 年には世界全体の CT 市場の成長が年率 10% であったことが報告されており、この傾向は確実に続くものと思われる。

## 1.2 MDCT 技術の概論

(6) MDCT とは、患者の周囲に円弧状に配列した検出器アレイを、複数列備えた CT 装置である。CT 装置では、検出器アレイは 600 から 900 個程度の検出器素子数から構成され、これが 1 つの横断面に相当する。SDCT の場合、このような検出器列は 1 つだけである。MDCT の「多列検出器」の特徴は、体軸方向（つまり、患者寝台上の体軸方向）に多数の検出器アレイ（列）を持つことである。MDCT はほとんどの場合、円弧状の検出器列と X 線管が 1 対となって回転する幾何学的な構造を持っている。すべての MDCT はガントリーにスリップリング機構を採用し、X 線管が患者の周囲を最速 0.33 秒で 1 回転するヘリカルスキャンによるデータ収集を可能としている。2 列の検出器を備えた装置 (Elsint CT Twin) は 1992 年よりすでに市販され、その後 1998 年にはいくつかのメーカーが 4 列の検出器を備えた MDCT を発表した。これらの CT 装置の第 1 の利点は、同時に複数のスライスをスキャンすることができ、このため X 線管から発生する X 線をより有効に利用できることである (図 1.1)。したがって、一定の範囲をスキャンするために必要な時間を著しく短縮できるようになった。1 回転当たりを取得できるスライス数、すなわちデータチャンネル (DAS data acquisition system) の数は増え続けており、現在では 64 列の検出器を用いた装置が広く利用できるようになった (Flohr ら, 2005a, 2005b)。今後数年以内には、体軸方向の範囲が 4 cm を超える大型化された検出器アレイを有する MDCT が市販されるようになると思われる。256 個の検出器列を備えた装

置（回転の中心部において体軸方向に12.8cmの範囲）による初期的な結果がすでに報告されている（Moriら, 2004）。さらに、2つのX線管球を装着したMDCTが現在市販されており（Flohrら, 2006）、CT技術とその応用が継続的に進化していることを示している。

(7) MDCTは、一定のスキャン範囲をより薄いスライス厚でスキャンすることが可能である。これは、スキャン時間を延長することなしに、体軸方向の空間分解能を著しく改善することになる。体軸方向の空間分解能が改善されたことは、（体軸横断面に垂直または斜め方向の）MPR（多断面再構成画像）や3次元（3D）画像に多大な恩恵を与えることになる。さらにスパイラル（ヘリカル）スキャンで撮影すれば、患者の被ばく線量を増やすことなくオーバーラップ再構成を利用し、MPRや3D画像の画質を改善することができる。

### 1.3 SDCTとMDCTの違い

(8) SDCTとMDCTの本質的な違いの1つは、画像厚すなわちスライス厚の決定方法である。SDCTの場合、スライス厚は、X線管側と検出器側に置いたコリメーションの組合せによって決定される。したがって、体軸方向の検出器アレイの寸法は、設定上のX線ビームの幅、すなわち画像スライス厚より広くすることができる（図1.1）。つまり、検出器の幅はX線ビーム幅よりも広くなる。MDCTの場合、この逆が真であり、X線ビームの幅は「実効的な」検出器列、つまり、特定のスキャンにおいてデータ収集に用いられる検出器列を十分に照射できるように広くしなければならない。一方、スライス厚は、画像再構成に用いられる個々の検出器列の幅によって決定される。

(9) 図1.1において、左側のSDCTには、体軸方向（ $z$ で示されている）に垂直な検出器列が1つある。この1列に、多数の検出器素子が並び、患者の周囲に円弧状に配置されている。右側のMDCTには検出器列が16列あり、すべて $z$ 軸に垂直に配置されている。SDCTの場合、

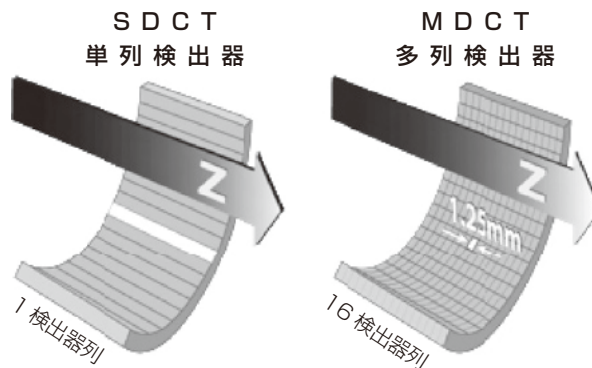
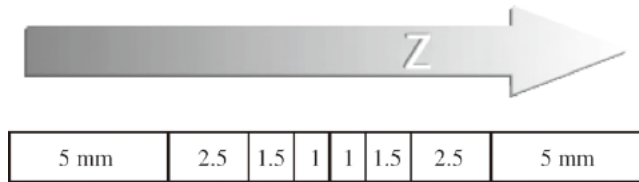


図 1.1 患者周囲に円弧状に配列された検出器素子、および $z$ 軸に垂直な方向の検出器列の概略図  
CT装置はすべて、患者周囲に円弧状に多数の検出器素子を装備している。しかし、 $z$ 軸に垂直な方向に複数の検出器列を備えているのはMDCTだけである。



**図 1.2 主要メーカー 2 社が供給する MDCT で用いられている検出器形状の概略図**  
 検出器アレイは、体軸方向（z 軸）に沿って 20mm の幅があり、最大 5mm 厚の 4 スライスを同時にスキャンできるように異なった幅の検出器列を 8 個使用している。

X 線管側でコリメートされるビーム幅は普通 10mm 以下であるが、（ガントリーの中心に対する）検出器の幅は 20mm である。このように、SDCT の場合、検出器の幅は X 線ビーム幅より広く、1 次 X 線ビームのすべてが確実に検出されるようになっている。右側の MDCT には、体軸方向に 1.25mm 間隔に 16 列の検出器素子が患者の周囲にそれぞれ約 900 個ずつ装備されている。検出器の幅は同じく回転中心において 20mm である。この結果、CT 装置の型式や使用されるコリメーションによっては、1 次放射線ビームの一部が検出されない場合がある。このオーバービミング（検出器外への照射）現象については、3.2.1 項に記述する。

(10) 4 列型 MDCT では 4 つの DAS により、1.25mm、2.5mm、3.75mm および 5mm の幅の 4 つのスライスについて同時にデータを収集することができる。また、これらの複数の検出器列から得られた信号を組み合わせることにより、広いスライス厚（2.5mm、5mm、10mm）を持つ画像再構成が可能である。したがって、読影のために用いられる画像スライス厚は、データ収集のために用いられるスライス厚とは異なる場合が多い。本書において、「スライス厚」という用語は、常にデータ収集（スライスコリメーション）時に使用された厚み、と規定する。

(11) 検出器列の幅が狭いこと、およびいわゆる第 3 世代 CT 形式の採用により、電離箱式検出器は MDCT には用いられていない。全身に対し 1mm スライスの画像を再構成するためには、列幅が 1mm 程度の狭い検出器列を用いなければならない（検出器の寸法は、CT ガントリーの回転中心における体軸方向の範囲（厚さ）を基準として規格化されている）。

(12) MDCT 検出器アレイについて別の設計形状を図 1.2 に示す。薄いスライスが要求される場合には、この配列の中央部だけが用いられる。したがって、配列の外側の部分に狭い列幅を設ける必要はない。周辺部の列幅が広い検出器を使用すれば、厚さ 5mm の 4 スライスを同時に収集することができる。この設計はいくぶんコストが低く幾何学的効率が優れている。

(13) 現在、MDCT は、z 軸上に同時に最大 64 枚のスライスを収集することができる（図 1.3）。メーカー 4 社のうち 3 社は、0.625mm または 0.5mm 幅の検出器を 64 列に配置する形式を用いている。残り 1 社のメーカーは、0.6mm 幅の検出器を 32 列配置しており、回転中に焦点位置を体軸方向に振動し 64 枚のスライスを収集している（Flohr ら、2005b）。これにより、スパイラル（ヘリカル）アーチファクトを減少させ、体軸方向の空間分解能を向上させている

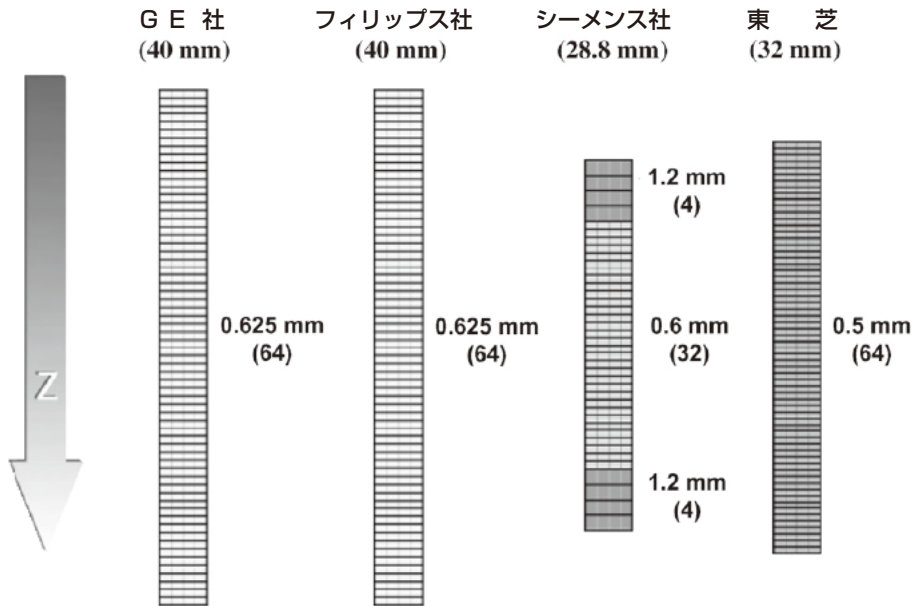


図 1.3 主要メーカー 4 社が供給する 64 列 MDCT に用いられる検出器形状の概略図  
 シーメンス社の 64 列 MDCT は、1 mm 未満の検出器素子を 32 個用い、64 個のスライス  
 を収集するためにフライングフォーカスを採用している。

(Flohr ら, 2005b)。

(14) 多重スキャン（シーケンシャルスキャン）やアキシシャルスキャンのデータ収集（例えば、X 線管が患者の周囲を回転する間は患者寝台が静止しているような）に関しては、各々の DAS は 1 つの「スライス」または画像再構成に必要なデータを収集するので、理論的には  $z$  軸上、最大 64 枚の独立した画像を再構成することが可能である。ただし、スライス厚が薄い場合、幾何学的な「コーンビーム」の影響を考慮して、1 回転当たりで作成できる画像数が 64 未満に制限されることもある。例えば、あるメーカーの 16 列 MDCT は、コーンビームを考慮しているために多重スキャン時は 12 個の DAS のみが使用される (Flohr ら, 2005a, 2005b)。

(15) MDCT の最も重要な特徴は、物理的な検出器列の数ではなく、同時に収集できるスライス数である。一定の範囲をカバーするスキャンスピードは、スキャン中に同時に収集可能なスライス数に比例して向上する。同時に収集されるスライス数が当初 4 スライスに制限された理由は、同時に収集・転送できるデータ量が原因である。当時の装置は、工学的な技術とコストに対する検討から、同時に 4 つのデータを収集するものに制限された。また、コーンビームによるアーチファクトは 4 列 MDCT の場合には大きな問題にはならなかったが、同時に収集可能なスライス数が増加するにつれて、従来のファンビームによる画像再構成法ではアーチファクトの問題が深刻化した。3 次元のコーンビーム再構成アルゴリズム（またはコーンビーム補正を用いた改良型ファンビームアルゴリズム）と、これらのアルゴリズムに必要とされる

高性能なコンピュータが使用できるようになったことにより、8列および16列 MDCT が実用化した。

(16) スパイラル（ヘリカル）CT の出現により、ピッチという新たなスキャンパラメータが CT の用語として初めて導入された。ピッチとは、X 線管が 1 回転する間に寝台が動く距離と X 線ビーム幅の比率である。MDCT の導入とともに、ピッチの定義に関して大きな混乱が発生した。一部のメーカーが、X 線管が 1 回転する間に寝台が動く距離と 1DAS 当たりのスライス厚の比率をピッチの定義として使用したため、ピッチの計算値が「3」もしくは「6」になったからである。国際電気標準会議（IEC）CT 安全基準委員会は、当初のピッチの定義（寝台が動く距離を全 X 線ビーム幅で規格化した値）を唯一容認するピッチの定義として再度定めた（IEC 2002, McCollough と Zink, 1999）。このピッチの定義は、X 線ビームのオーバーラップの程度を示す。つまり、ピッチが 1 であれば連続的な X 線ビーム、ピッチが 1 未満であれば X 線ビームにオーバーラップがあること、ピッチが 1 より大きければ X 線ビームの間に隙間があることを示すことになる。

(17) 2 社のメーカーは、管電流とスキャン時間の積（ミリアンペア秒 - mAs）を実効 mAs（Effective mAs）または mAs/slice と呼ばれる体軸上の単位長さ当たりの平均 mAs として表示し、実際の mAs をピッチで除した値として計算した。mAs と、単位長さ当たりの mAs の違いは重要である。というのは、CT 装置のソフトウェアは、ピッチが増加するとき、ピッチの値の増加に対して画像ノイズ（および患者線量）が一定となるように自動的に管電流（mA）を上げるからである（Flohr ら, 2003a, 2003b, Mahesh ら, 2001）。実効 mAs または mAs/slice が表示される場合、ピッチの値が変わると実際の管電流値（mA）が変わるということにユーザーが気付かない可能性がある。他の MDCT では、管電流値（mA）はピッチまたはスライス幅を変更したときに画像ノイズを一定に保つような値に自動的に調整され、この時、管電流値（mA）の変化をユーザーに知らせるために選択ボックスがオレンジ色に変化する。

## 1.4 今後の発展

(18) 最近、（現行の臨床用 MDCT の 16～64 列に対して）1000 以上の検出器「列」を有する大型検出器を用いるコーンビーム CT（CBCT）が報告されている。1 個または 2 個のフラットパネル検出器（FPD）を用いる CBCT は、現在開発中の撮影手法である。コーンビーム装置はまだ市販されていない。（\*訳注 翻訳時点では既に市販されている）実験装置に関する報告は、CBCT が手術中の画像支援、インターベンショナルラジオロジー（IVR）、骨および肺の撮影、マンモグラフィーおよび放射線治療に有用なことを示唆している（Siewerdsen ら, 2005, Daly ら, 2006, Ross ら, 2006, Guerrero ら, 2006, Glick ら, 2007）。利点としては、スキャン時間の短縮、z 軸方向の画像範囲の増加とほぼ等方的な空間分解能の向上がある。一



方、現行の開発装置の問題点は、手術室内で使用できるナビゲーション装置が組み込まれていないこと、散乱線を除去することが難しいこと、アーチファクトが存在すること、X線管に付属する固定のコリメーションを用いていること、また標準的な100mm長のCTチェンバーを用いる線量計測法が不正確であること、などによるものである（Rossら、2006、Siewerdsenら、2005）。

(19) 乳房全体のボリュームイメージングは、多くの研究者たちがCBCTの乳房撮影にフラットパネル検出器を用いて実証されてきている（Glickら、2007、Kwanら、2007、Shawら、2005）。スキャンパラメータの最適な設計と組合せを決定するための基本方針は、患者線量基準、すなわち、従来の2方向撮影マンモグラフィー検査で受ける典型的な与えられた値の制約を受取る平均乳腺線量（MGD）であった（Glickら、2007）。歯科や顔面撮影へのCBCTの応用も増加している（Guerreroら、2006、Sukovic、2003）。線量低減を図るいくつかの研究も現在発表されてきている（Tsiklakisら、2005、Ludlowら、2003）。

## 1.5 この報告書が作成された動機は何か？

(20) ICRP *Publication 87* (ICRP, 2000a)、英国メディカルジャーナルの論説（RehaniとBerry、2000）とAJRの2001年2月号（AJR、2001）により、CT使用時の線量管理という問題に対して大いに注目が集まった。2つの論文は、小児科のCT検査において適切なパラメータの選択が行われていないことを報告した（Patersonら、2001、Donnellyら、2001）。またBrennerら（2001）は、小児にCT検査を施行することによってがんを誘発する潜在的なリスクについて報告した。これらの論文は、小児に対する（臨床的に妥当な理由による）CT検査の施行が著しく増加していることを指摘している一方で、検査の増加によって小児に過度な放射線被ばくとがんの発生リスクの増加がもたらされる可能性があることを警告している。AJRの同じ号に掲載されたLee F. Rogersによる論説（Rogers、2001）で、同氏は、「残念ながら、子供たちが見過ごされている」と述べた。これらの報告はマスコミの関心を引き起こし、臨床および放射線防護に従事する人々はCT利用時の放射線量についてもっと慎重に検討すべきであることを認識した。CT利用時の放射線被ばくとその管理に関する論文の数は着実に増加し続けている。現在メーカーは、スキャン時間の短縮に加えて、放射線被ばくの低減と画像の最適化により重点を置いている。近年では、CT利用時の被ばく線量の改善は、すべてのCT装置メーカーにとって優先課題になってきている。

(21) 2005年、当委員会は、新規のCT装置は実質上すべてMDCTとなっており、多数の線量低減技術が市販されていることを認識した。このため、これらの新たな技術、CT検査数の断続的な増加、およびその結果として生じる医療被ばくによる集団線量に対するCTの寄与の増加に対処するために、ICRP *Publication 87* (ICRP, 2000a) を更新することが決定された。

本書では CT に関するこれらの技術的变化の検討に加えて、以下のような多くの問題を取り上げることになる。

- MDCT は患者線量を増加させたのか、減少させたのか？
- 患者線量が増加した場合、その理由は何か？
- 新たな技術はいかに線量管理に寄与しているか？
- 装置の撮影担当技師にはどのような行為が要求されているのか？
- これらに伴う特定の教育上の活動が今なお必要か？

(22) 以前の報告書 (ICRP, 2000a) と同様、この文書の主要な読者は、放射線専門医、循環器内科医、診療放射線技師、医学物理学者および線量管理に関与する研究者などの画像検査に関する専門家である。しかしながら本文書は、CT 検査の依頼医、CT 装置を所有する医師、規制機関および国家当局、メーカーならびに病院経営者らが参照する上においても役立つ可能性がある資料として提供する。

## 1.6 参考文献

- AJR, 2001. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 287–306.
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 289–296.
- Daly, M.J., Siewerdsen, J.H., Moseley, D.J., et al., 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using C-arm prototype. *Med. Phys.* **33**(10), 3767–3780.
- Donnelly, L.F., Emery, K.H., Brody, A.S., et al., 2001. Minimizing radiation dose for paediatric body applications of single-detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 303–306.
- Flohr, T., Ohnesorge, B., Bruder, H., et al., 2003a. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. *Med. Phys.* **30**, 2650–2662.
- Flohr, T., Stierstorfer, K., Bruder, H., et al., 2003b. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med. Phys.* **30**, 832–845.
- Flohr, T.G., Schaller, S., Stierstorfer, K., et al., 2005a. Multi-detector row CT systems and image reconstruction techniques. *Radiology* **235**, 756–773.
- Flohr, T.G., Stierstorfer, K., Ulzheimer, S., et al., 2005b. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med. Phys.* **32**, 2536–2547.
- Flohr, T.G., McCollough, C.H., Bruder, H., et al., 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* **16**, 256–268.
- Fox, S.H., 2003. Emerging developments in multi-detector CT. Presented at Advances in Multidetector CT Meeting, Washington, DC, September 13–14.
- Frush, D.P., 2003. CT radiation dose optimisation in children. Presented at Advances in Multi-detector CT Meeting, Washington, DC, September 13–14.
- Glick, S.J., Thacker, S., Gong, X., et al., 2007. Evaluating the impact of x-ray spectral shape on image quality in flat-panel CT breast imaging. *Med. Phys.* **34** (1), 5–24.
- Guerrero, M.E., Jacobs, R., Loubele, M., et al., 2006. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clinical Oral Investigations* **10** (1), 1–7.

- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* **30**(4).
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Kwan, A.L., Boone, J.M., Yang, K., et al., 2007. Evaluation of the spatial resolution characteristics of a cone-beam breast CT scanner. *Med. Phys.* **34** (1), 275–281.
- Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.J., 2003. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic. *Dentomaxillofacial Radiol.* **32**(4), 229–234.
- Mahesh, M., Scatarige, J.C., Cooper, J., et al., 2001. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *Am. J. Roentgenol.* **177**, 1273–1275.
- McCollough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* **26**, 2223–2230.
- Mori, S., Endo, M., Tsunoo, T., et al., 2004. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med. Phys.* **31**, 1348–1356.
- Paterson, A., Frush, D.P., Donnelly, L.F., 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients? *Am. J. Roentgenol.* **176**, 297–301.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* **4**; 320, 593–594.
- Rogers, L.F., 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* **176**, 287.
- Ross, W., Cody, D.D., Hazle, J.D., 2006. Design and performance characteristics of a digital flat-panel computed tomography system. *Med. Phys.* **33** (6), 1888–1901.
- Shaw, C., Chen, L., Altunbas, M., et al., 2005. Cone beam breast CT with a flat panel detector –Simulation, implementation and demonstration. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* **4**, 4461–4464.
- Siewerdsen, M.J., Moseley, D.J., Burch, S., et al., 2005. Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: Pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. *Med. Phys.* **32**(1), 241–254.
- Sukovic, P., 2003. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod. Craniofac. Res.* **6**(Suppl. 1), 31–36.
- Tsiklakis, K., Donat, C., Gavala, S., et al., 2005. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose cone beam CT. *Eur. J. Radiol.* **56** (3), 413–417.



## 2. MDCT の放射線量

(23) MDCT には、単列の CT 装置 (SDCT) と比べて系統的に患者線量を増減させる特徴がいくつかある。

(24) 初期の報告では SDCT に比べて MDCT の患者線量の増加が指摘されていたが、最近の報告は両者が同等もしくは MDCT の方が低いことを示している。

(25) ユーザーが SDCT 撮影時と全く同じ条件で MDCT を設定し撮影してしまうと、患者線量は増加する可能性がある。個々の装置の特性に合わせた適切な条件を設定しなければならない。

### 2.1 緒 論

(26) CT の利用の増加に伴う CT 検査に起因する集団線量の変化と、CT 検査による個人に対する放射線量の変化を区別することは重要である。臨床の間では、個々の患者の線量が問題になることが普通であるが、公衆衛生に関する行政、管理と計画にとっては、被ばくを受ける集団に対する集団線量に関する情報が関係してくる。本文書では、医学的に適切な CT 検査に関しては、個々の患者線量が診断目的に応じた画質に一致するレベルに管理される場合に便益のリスクに対する比が大きくなると仮定し、個々の患者の線量をより重視する。医療における正当性が疑われるような CT 検査に関しては、個人にとって期待される便益は無視できると思われるので、社会的リスクがより大きな問題となる。

(27) 放射線によって誘発される健康への影響は、臓器と組織に対する平均吸収線量 (臓器線量) と相関がある。臓器線量は一般に直接測定することができないので、CT 検査が臓器線量に及ぼす影響を評価するためにいくつかの間接的な方法が用いられている。これらの間接的な方法としては、空気中 (空気中の空気カーマ) またはファントム内 (ファントム内の空気カーマ) で直接測定できる値を用いている。これらの直接測定される値または計算方法を用いて、医学物理士は臓器線量と実効線量を評価することができる。実効線量などの CT に用いられる線量を表す値の詳細な説明については、付録 A に示す。委員会は、ICRU が CT に関して CT 空気カーマインデックスという量を使用することを暫定的に推奨 (ICRU, 2006) したことを認識している。しかし、本文書中で引用される文献はこの推奨に先立つものであり、CT 空気カーマインデックスとして示していない。

(28) 文脈が特定の放射線量 (例えば、実効線量, computed tomography dose index (CTDI),

DLP) に関わるものでない場合には、本文書では線量、患者線量および放射線量という一般用語を用いている。特定の線量が意図される場合には、その量を特定して提示する。個人または複数の人が放射線に曝されるような文脈においては、本文書では「被ばく」という一般用語を用いている。

## 2.2 MDCT の線量は従来のもものと異なるのか、異なるとすればその理由は何か？

(29) MDCT が市場に出た直後の複数の報告では SDCT に比べて MDCT の患者線量が増加することを指摘していたが、最近の報告は同様の検査に関して両者が同等の患者線量を示すか、もしくは MDCT の方が患者線量の低下を示している。MDCT において線量が高くなる主な理由は、初期の 4 列 MDCT の線量効率が良くなかったこと、3 次元画像用の薄めのスライス厚画像のノイズを減らすために高めの線量を使ったこと、患者の広範囲部位の撮影と多相 CT が容易に行えるようになったことである。4 列 MDCT の場合、(2mm 未満の) 薄いスライスを撮影する場合には X 線ビーム幅のかなりの部分が「無駄になる」。その効率の低下は、16 列以上の検出器列を有する MDCT の場合には、数パーセント程度まで小さくなっている。(1mm 以下の) 薄いスライス厚を必要とする場合、線量効率を増加させるために、可能であれば常に 16 以上のスライスを同時に撮影する MDCT を用いるべきである。

(30) スパイラルモードでデータを取得する場合、どのような CT 装置でも所定の範囲の画像再構成に必要なデータを取得するためにスキャンの最初と最後に余分な回転を追加する必要がある。MDCT の検出器全幅の増大、あるいは撮影範囲が短い場合、この影響により線量効率 (%) が低下する。

(31) 1998 年末に 4 列 MDCT が市場に出た後、新しい検査方法とスキャンプロトコルのパラメータに大きな注意が払われた。初めに製品化された 4 列 MDCT に関する線量測定結果は同装置の設置後数週間以内に報告され、ビーム幅が狭い場合の線量効率が悪いことに対して注意が喚起された (McCullough と Zink, 1999)。ビーム幅によっては、同程度のノイズに対して線量 (表面の CTDI 値) が 2 倍程度まで増加することが指摘された (McCullough と Zink, 1999)。装置の型式やスキャンパラメータによってもやはり線量が高くなることが他の研究者によって報告された。この原因は、X 線源と患者の距離が短いこと、検出器幅より X 線ビームの形状が大きいため、また重なり合う放射線ビーム (例えば、ピッチが 0.75) を使用することである。Huda と Mergo (2001) は、頭部の検査の場合 30%、体幹部の検査の場合 150% まで実効線量がそれぞれ増加することを報告した。他の多くの研究も、患者線量の増加について報告している (McCullough と Zink, 1999, Giacomuzzi ら, 2001, Brix ら, 2003, Dawson, 2004, Yates ら, 2004)。最近公表された 2003 年の英国における CT 線量調査結果は、CT 検査による平均患者線量は 1991 年に公表された前回の同国の CT 線量調査結果から減少し

ていることを示している (Shrimpton ら, 1991, 2005)。この調査では、MDCT による線量は概して最新式の SDCT による線量よりわずかに高く、1980 年代から 1990 年代後期にかけて、業界が線量効率の劣るガス電離型検出器を使わなくなったために SDCT に関する線量が概して減少したことを実証している。4 列 MDCT はこの線量低下傾向を一時的に逆転させた。MDCT に関する線量の方が高いという初期の報告は、MDCT の方が SDCT に関する線量より高いという認識をもたらすこととなった。重要な側面の 1 つは、初期の MDCT では画像化に寄与しない X 線ビーム幅の割合が大きかったために線量効率が低下したことであった (McCollough と Zink, 1999, Lewis と Edyvean, 2005)。最新型の MDCT はこの点に関して効率が向上しており、画像化に寄与しない X 線ビーム幅はせいぜい 2～3mm まで低減されている。この結果、20mm 以上のビーム幅に関する CTDI の増加はたかだか数パーセントになった。ただし、約 4mm 未満のビームに関する CTDI は倍以上となる。

(32) 薄いスライスをスキャンする場合ノイズが増えるので、それを相殺するために多くのユーザーに管電流の増加を促す。SDCT の場合、管電流と撮影範囲は多くの場合 X 線管の熱容量によってしばしば制限される。しかし X 線管の技術が進化したので、MDCT ではより高い出力レベルで用いることが可能となり、回転時間を速めるとともに総スキャン時間を長くすることが可能になってきている。このような MDCT の X 線管に関する制約の減少は、診断画像の品質が改善する可能性を提供しているが、スキャンプロトコルを注意深く管理しなければ線量の増加をもたらす可能性もある。

## 2.3 SDCT から MDCT に変更するユーザーが考慮すべき事項は何か？

(33) MDCT には、以下に示すように、SDCT と比較して装置として患者線量を増減させるいくつかの特有なパラメータがある (Nagel, 2002, Prokop, 2003)。

### 2.3.1 MDCT 使用時に線量を増加させる要因

(34) SDCT を使用した時に用いたものと同じの管電流 (mA) の設定値を MDCT に用いた場合、同一メーカーの装置であっても、患者線量の不必要な増加を示す可能性がある。これは主として X 線管と患者および検出器アレイとの距離が異なることによるが、装置の型式によって X 線管や検出器の設計が異なることも重要な役割を果たしている。このことから、ある装置から別の装置へスキャンプロトコルをそのまま「転記」することについては常に慎重であるべきということが強調される。新しい MDCT を導入する場合には、放射線量を維持もしくは低下させながら最適な画質を達成するために必要な各種のスキャンパラメータを評価すべきである。

(35) 狭いコリメーション (例えば、 $4 \times 1 \sim 1.25$  mm) の使用は 4 列 MDCT の幾何学的

線量効率を低下させ、線量 (CTDI) の増加をもたらした。その増加割合は、 $4 \times 1\text{mm}$  または  $4 \times 1.25\text{mm}$  のコリメーションの場合にはおよそ 30 ~ 60 % であるが、 $2 \times 0.5\text{mm}$  または  $2 \times 0.625\text{mm}$  のコリメーションの場合には 145 % 程度まで高くなる可能性がある。この増加傾向は 16 列 MDCT に関してはもはや存在しない。

(36) 4 列 MDCT に関して、いくつかのメーカーが「ピッチ」という用語について誤解を招くような使い方をしたので (例えば、3 や 6 というピッチ値が用いられた)、それに応じて患者線量が減少するという誤った印象を与えた。大きなピッチ値は、単に装置の速度が改善したことを示すにすぎなかった。国際電気標準会議 (IEC) の CT 安全基準はピッチの定義を明確にし、当初の定義 (寝台の移動距離を全ビーム幅で規格化した値) を容認する唯一のピッチの定義として再度定めた (IEC, 2002)。これにより、ピッチの定義に関する混乱が解消した。4 列 MDCT の 3 および 6 というピッチ値は、IEC の定義を用いて計算すると、実際にはそれぞれ 0.75 と 1.5 である。

(37) また、CT 装置メーカーのうちの 2 社がピッチで補正した管電流時間積 (mAs 値) (mAs/slice または実効 mAs 値) の修正定義を使用した。これらの用語に関する混乱は、正しい技術係数に関する過剰な、もしくは過小な仕様をもたらすこととなった。例えば、実効 mAs という用語は、管電流と時間の積 (mAs) をピッチで除した値をいう。これにはピッチがすでに考慮されているので、一部のユーザーは、この用語の方が所定のノイズレベルを選ぶのが容易になることに気がついた。しかしながら、これら 2 つの用語の混乱により線量が大きく増加する可能性がある。これは、ユーザーが同じメーカーの SDCT に対して以前用いたものと同じ mAs 値の設定を使用することを選ぶ場合に生じる可能性がある。例えば、SDCT でピッチが 2 で 200 mAs の設定は、MDCT では  $100\text{mAs}_{\text{eff}}$  に相当する。このメーカーの MDCT に対して 200 “mAs” を選ぶことは、実際に  $200\text{mAs}_{\text{eff}}$  を選ぶことを意味し、これは SDCT に比べて患者線量を 2 倍に増加させることになろう (他のすべての線量を定める因子は変わらないものとする)。

(38) スライス厚を薄くすると線量が指数関数的に増加することを、撮影担当技師が十分に認識しておくことが重要である。体軸方向の分解能を改善すると、パーシャルボリューム効果が減るため、小さな目標物のコントラストが向上する。したがって、ノイズレベルが高い画像は必ずしも診断の正確さを損なうというわけではない。むしろ、コントラスト・ノイズ比は同等であったり、向上する場合もある。例えば、スライス厚を 5mm から 1mm に減らした場合、CT 検出器に入射する X 線強度の割合は 5 分の 1 に減少する。ノイズは 5 の平方根倍、すなわち 100 % から 224 % に増加する、これを補償する唯一の方法は、線量を 5 倍にすることである。しかし、パーシャルボリューム効果の減少によってコントラストが増加するので、このように線量を増加させることは不要となる。



### 2.3.2 MDCT 使用時に線量を減少させる要因

(39) MDCT の使用により患者線量が明らかに減少する状況が少なくとも2つある。

(40) 第1に、複数の薄いスライスをスキャンすることにより、1つのデータセットが取得されるが、同時にそれは、画像再構成される画像の厚さに応じて、体軸方向の分解能が高いか、またはルーチン的な画像に用いることができる。胸部検査の場合、2回（ルーチンおよび高分解能）ではなく1回のスキャンで十分である。MDCT のスパイラルスキャンデータの同一セットから二次的な画像再構成によって顔面骨格のアキシャル、コロナールおよびオブリーク方向の画像および静脈洞の画像を生成する場合についても同じことが当てはまる。これらの場合、必要な厚い画像と薄い画像（それぞれ、体軸方向の空間分解能が高いものと低コントラスト分解能が高いもの）を得る能力は2回ではなく1回の撮影によって達成されるので、患者に対する総線量は低下することになる。

(41) 次に、回転時間の短縮とビーム幅の増加によって容易になったスキャン速度の増加により、1回の息止め時間内に対象スキャン範囲を測定できる能力が大幅に改善されている。この結果、モーションアーチファクトの発生率は減少することになる。この恩恵により、おそらく検査を繰り返す必要性が減ったと思われるが、このことは文書に記録されていない。しかし、息止め量の違いによるスキャン位置のずれを補償するために、息止め時間内に撮影するスキャンを数 cm ずつオーバーラップさせる必要性は MDCT の導入によってなくなった。

## 2.4 線量調査と診断参考レベル

(42) 防護の最適化という委員会の原則を履行するために、参考放射線量（CTDI<sub>w</sub>, DLP）と実効線量に関する調査を行うこと、またこれらの放射線量と診断参考レベルを比較することが、患者線量を管理する方策を推進するための実用的な手段であることが実証されてきた（Shrimpton ら、2005）。MDCT が CTDI<sub>w</sub>, DLP および実効線量に及ぼす影響を SDCT の影響と比較して記録に残すために、近年数件の調査が実施されてきている（Brix ら、2003, Origgi ら、2006, Papadimitriou ら、2003, Shrimpton ら、2005, Tsapaki ら、2001, 2006）。いくつかの国内および多国間の研究によって得られた（DLP を使用した）成人に対する診断参考レベル（DRL）に関するデータを表 2.1 に示す。表 2.2 は、小児患者を対象とした DRL（CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> および DLP を使用）を提案する全国的調査のデータを示す。表 2.3 には、SDCT と MDCT の実効線量の比較を示している。表 2.1 と表 2.3 で報告されているデータは、ほとんどが2列、4列、8列または16列 MDCT に関するものである。16列または64列 MDCT に関するデータは不足している。

(43) 医療被ばくによる集団線量への CT の寄与が増えてきているため、各医療センターが一定の品質管理指針を採用することが重要である。この点において、欧州品質基準は役に立つ

**表 2.1 さまざまな研究による成人に関する DLP (mGy·cm) で示した診断参考レベル**  
データは第 3 四分位数 (75%) の値で示す。

検査部位	IAEA 調査 (Tsapaki ら, 2006) <sup>a)</sup>	英国の SDCT に関する DRL (Shrimpton ら, 2005)	英国の MDCT に関する DRL (Shrimpton ら, 2005)	欧州の SDCT に関する DRL (EC, 2000a)	欧州の MDCT に関する DRL (Bongartz ら, 2004)
頭 部	527	760	930	1050	337
胸 部	447	760	940	650	267
腹 部	696	510	560	780	724

a) 6 か国, 10 か所の代表的な医療センターから得られたデータであり, SDCT と MDCT を含む。

**表 2.2 小児に関する診断参考レベル (Shrimpton ら, 2005)**  
データは第 3 四分位数 (75%) の値で示す。

検査部位	CTDI <sub>w</sub> (mGy) <sup>a)</sup>	CTDI <sub>vol</sub> (mGy) <sup>a)</sup>	DLP (mGy·cm)
胸部: 0 ~ 1 歳	23	12	204
胸部: 5 歳	20	13	228
胸部: 10 歳	26	17	368
頭部: 0 ~ 1 歳	28	28	270
頭部: 5 歳	43	43	465
頭部: 10 歳	52	51	619

a) CTDI<sub>w</sub> と CTDI<sub>vol</sub> の計算値は 16cm 径の線量測定ファントムに基づいて算出。

**表 2.3 SDCT および MDCT を用いたさまざまな CT 検査における実効線量 (Brix ら, 2003)**

検査部位	SDCT の実効線量 (mSv)	MDCT の実効線量 (mSv)
腹部および骨盤	17.2	14.4
肝臓 / 腎臓	8.7	11.5
腹部大動脈	7.6	10.3
冠動脈 CT 血管撮影 (CTA)	—	10.5
脳	2.8	2.8
顔および静脈洞	1.1	0.8
顔および首	2.0	2.0
胸 部	6.2	5.7
骨 盤	8.8	7.2
胸部大動脈	5.8	6.7
肺 血 管	3.6	5.4
頸 椎	2.1	2.9
腰 椎	2.7	8.1

(Bongartz ら, 2004) ものである。このような品質管理構想は、信頼できる診断に必要な画質を維持しながら患者線量を管理することを目的としなければならない。いくつかの臨床状況においては必要な診断情報を提供する上で、低線量 CT で十分であるという証拠がある (Kalra ら, 2004b)。最近の研究によると、英国における現行の各種診断参考レベルをさらに引き下げることができること示されている (Shrimpton ら, 2005)。特別な CT 手順に対する臨床的適応の要件に対応した具体的な診断参考レベルもまた求められるものである。Aldrich ら (2006) は、腹部 CT の場合、画像ノイズは患者の体重と相関関係があることを見出した。5 ポイント尺度の画質評価スコア (1 から 5 の順で 5 が最も優秀) を用いることにより、全体的な画質評価スコアが 4.5 のときに腹部 CT で選定したポイントにおけるノイズは 16HU であることがわかった。このノイズ目標値を用いて、彼らは必要な管電流を患者体重の関数として確定し、この技術を利用することによって 70kg 未満の体重の患者に関する患者線量を低減できるであろうということを見出した。最も体重の軽い患者 (35.4kg) に関する線量低減割合は (DLP 評価に基づく) 72% であった。国際原子力機関 (IAEA) は、9 種類の CT 装置に関する 6 か国共同研究プロジェクトにより、成人集団に対して通常行われている胸部と腹部の CT 検査における診断上の信頼性を維持しながら患者線量を低減する可能性を調査した (IAEA, 2009)。このプロジェクトの主な目的は、標準的な体格の患者に基づくデフォルト値を用いる現行手法に依存せずに、さまざまな体重の患者に適用できる曝射係数をユーザーが確定できる単純な方法を策定することであった。彼らはすべての患者の体重区分に対応した、放射線量を管理するための単純な mAs 値を用いた予測式を導出した。その結果、患者の体重は必要な線量の優れた予測変数になること、これによる許容ノイズレベルについては合意可能であること、許容ノイズレベルは大きな体格の患者の場合は増加する可能性があることが判明した。同プロジェクトは、CT 施設において線量評価に関する方法をいかにして実施するかについての勧告も策定した。

## 2.5 放射線リスクに関する展望

### 2.5.1 確定的リスク

(44) CT は集団線量に大きく寄与し、一部の国では画像検査による線量の 70% に達しているが、1 回の検査における個々の患者の皮膚線量は確定的傷害が懸念されるような線量よりは、はるかに低いものである。これは、患者の皮膚線量のピーク値がさまざまな種類の皮膚傷害のしきい値を超えると報告され、重度の皮膚傷害が多く報告されている IVR 検査とは異なっている (Rehani と Ortiz López, 2006)。そうではあるが、患者は放射線ビームに身体部位が長時間曝されるような検査 (例えば、パフュージョン CT や IVR CT) を 2 回以上受ける可能性があるため、確定的影響を排除することはできない。最近の論文で、Imanishi ら (2005) は、パフュージョン MDCT 検査とデジタル・サブトラクション脳血管造影 (DSA) を合わせて受



**図 2.1 くも膜下出血を発症した 53 歳の女性の帯状の脱毛** 一時的な脱毛は、最初の頭部のパフュージョン CT 検査から 37 日後に初めて認められ、その後 51 日間続いた。この患者の場合、入院直後の 15 日間に頭部のパフュージョン検査が 4 回、頭部の血管造影が 2 回実施された。(Springer Science and Business Media のご好意と許可により、Imanishi, Y., Fukui, A. および Niimi, H. の “Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA”, *European Radiology*, **15**(2005) : 41-46 から転載)

けた患者に発生した一時的な帯状の脱毛を 3 例報告している (図 2.1)。これらの患者の場合すべて、パフュージョン CT 検査と同じ時期に脳血管造影が 2 回実施されていた。同じ患者の同じ身体部位に対して放射線検査が繰り返し実施された場合、この種の確定的影響の可能性を排除することはできない。この報告によると、放射線によって誘発された一時的な脱毛は、皮膚の局所的な部位に 3 ~ 5Gy の線量が吸収されてから 3 週間以内に生じ得るとしている。永久脱毛は、皮膚の局所的な部位領域に (1 回の被ばくの場合) 7Gy 以上、または (複数回の被ばくの場合) 50 ~ 60Gy 以上を被ばくすることにより発生する (Imanishi ら, 2005, ICRP, 2000b)。パフュージョン CT や IVR CT を目的として、ある身体部位に繰り返し CT を適用する前に、担当技師は当該患者が最近数週間以内に身体と同じ部位への被ばくを伴う他の放射線検査を受けたかどうかをチェックすべきである。他の放射線検査を受けている場合には、可能であれば別の画像診断法を検討すべきであり、これができなければ、放射線によって誘発される皮膚傷害に関するしきい値に到達しないような方法で放射線検査を実施すべきである。医学的緊急性から見て可能な場合には、実施前に資格を有する医学物理士から皮膚線量の評価値を得るべきである。

### 2.5.2 確率的风险

(45) 生涯の早期に行われた CT 検査による数十 mGy の臓器線量が個人に特定のがんを引き起こしたかどうかを判定することは不可能である。しかしながら、統計的な根拠に基づけば、CT 検査による被ばくは、とりわけ小児の場合、特定のがんのリスクをわずかに増加させる可

能性がある (Brenner ら, 2001)。単位臓器線量当たりの生涯がん死亡リスクは年齢によって異なる。BEIR VII 報告では、1歳の男児に対するがんリスクは20歳から50歳の同一線量による値より3～4倍高いと述べている (BEIR, 2006)。また、同じ線量に関して、女児は男児に比べて放射線リスクがほぼ2倍になる。社会が最もリスクの高い者を防護することは重要である。多くの医療センターでは、15歳までの小児のCT検査は全CT検査の15～20%を占めており、CTの繰り返し検査の割合は増加している。小児CTの撮影条件が成人に対する値と同等の場合がある (Paterson ら, 2001, Rogers, 2001) ことが2001年に明らかになって以来、撮影条件を小児に適切な値に調整する必要性の認識が明らかに高まってきた。メーカーによって開発された新しいツールを用いて、ユーザーは患者の体格に合わせてCT線量を調整し、認定機関や規制当局の線量低下の勧告に応じることができる (McCullough ら, 2006)。患者の体格に合わせた撮影条件の使用を求める規制当局や認定機関のプログラムは、小児が不必要に高い放射線量を被ばくしないことを保証する重要な手段である。

## 2.6 患者線量の管理に関する責任

(46) ICRPによって定められた放射線防護の原則は、正当化、防護の最適化および線量制限である (ICRP, 1991)。ICRPは患者に関する線量限度を勧告しない。診断参考レベルは、防護の最適化の原則を履行するために勧告されている。放射線科医は、患者の線量を診断目的にふさわしいものに管理しつつ所定の目的を達成するために十分に適切な品質の画像を得るようにする責任がある。ICRPは、一般的かつ個別の正当化を要求している (ICRP, 1991)。専門機関は通常、規制機関と協議して、一般的正当化と個別の正当化それぞれに関するガイドラインを作成している。CTのような電離放射線を伴う検査に関する正当化は、不必要な被ばくを避けるための重要な方法であり、したがって強力な放射線防護手段である。CT検査の依頼医は、個々の事例における検査を正当化するとともに、必要な情報を提供する代替検査について放射線科医の助言を得る責任がある。正当化に関するより詳細な側面は4.1節で扱っており、そこでは共同責任について説明している。本文書には、このテーマの報告書数冊のレビューを記載している。しかしながら勧告は、関連専門学会の間で意見の一致を得た上で提示する必要がある。臨床状況によって特定の検査を選ぶことの正当性を示す英王立放射線科医協会 (RCR) および米国放射線医学会の報告書がある (ACR, 2000, RCR, 2003)。多くの正当化されない被ばくが開発途上国と先進国の両方で発生しているという点では、大方の見方が一致している。CTの正当化されない利用によってどれほど多くの被ばくが発生しているか、そして異なる対策を講じればそれをどれほど回避できるかということに関する公開情報が不足している。各種の専門医学会は、医学物理学の専門家と協力して、医療行為を調査し、正当化されない使用の程度を評価し、その被ばくを避けるための方策を導き出すべきである。正当化とは対照的に、

防護の最適化は強い注目を集め、最適化原則の適用によって達成可能な線量の低減については数多くの文献で報告されている。

(47) 装置を製造するメーカーの責任は何であろうか？ 装置の設計と適用される国際基準および国内規則を遵守することはメーカーの責任である。放射線医学界が線量の重要性を強調するようになった結果、メーカーの患者線量に対する注目度が高まってきた。以下のように述べたAJRの論説(Rogers, 2001)がメーカーの注目を集めた。「装置を製造するメーカーは、小児に関するCTができる限り低い放射線量で達成されることを確認するための組織的活動に参加すべきである。これは、ハードウェアの変更を必要とする場合であっても、大きな変更を必要とするようには思えない。さらに言えば、ソフトウェアの変更や追加も不要なはずである。“小児用パッケージ”を購入する必要はない。技術者または放射線科医は、正しい撮影条件を選択することにより目標とする放射線量の低減を達成できるようにすべきである。このことをまだ実現していないメーカーは、これが実現可能なことを認識すべきである。」また、メーカーは、線量関連の情報が患者の医療記録とリンクされるように総合的な線量記録装置を提供しなければならない。このような取り組みは、患者の累積線量の経過を追い、繰り返したまたはフォローアップ用のCT検査を計画する上できわめて有用なものとなる。メーカーが果たすべき重要な役割があることは確かであり、*Publication 87* (ICRP, 2000a) や2001年のAJRのいくつかの出版物に続き、CT使用時の放射線量低減はメーカーにとってより重要な課題になっていることが指摘されている。メーカーは自動照射制御(AEC, 3.3.2項を参照)の開発において称賛に値する成果を達成したが、種々の検査目的のための参照画質を定義するという点から見ると、ユーザーやメーカーにとって多くの作業が残されている。

(48) ICRPは、適切な団体とメーカーが協力し、特に小児のCTスキャンによる累積線量の記録方法を開発するよう勧告する。理想的には、このような記録は患者の医療記録と統合すべきである。線量の低減は、メーカーにとって引き続き優先課題とすべきである。

## 2.7 参考文献

- ACR (American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. *Radiology* **215** Suppl.,1-1511.
- Aldrich, J.E., Chang, S.D., Bilawich, A.M., Mayo, J.R., 2006. Radiation dose in abdominal computed tomography: the role of patient size and the selection of tube current. *Can. Assoc. Radiol. J.* **57**, 152-158.
- BEIR, NAS, 2006. Health risks from exposure to low levels of ionising radiations. BEIR VII Report. National Academy of Sciences. National Academy Press, Washington, DC.
- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at [http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria)).
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from

- paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 289–296.
- Brix, G., Nagel, H.D., Stamm, G., et al., 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* **13**, 1979–1991.
- Dawson, P., 2004. Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter? *Br. J. Radiol.* **77**, S10–S13.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- Giacomuzzi, S.M., Torbica, P., Rieger, M., et al., 2001. Radiation exposure in single-slice and multi-slice spiral CT (a phantom study). *Roe. Fo.* **173**, 643–649, German.
- Huda, W., Mergo, P.J., 2001. How will the introduction of multi-slice CT affect patient doses? In: *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Proceedings of an International Conference held in Malaga, Spain. March 26–30, 2001.* International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2009. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. IAEA TECDOC 1621, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Ann. ICRP* **21** (1–3).
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* **30** (4).
- ICRP, 2000b. Avoidance of radiation injuries from interventional procedures. ICRP Publication 85, *Ann. ICRP* **30** (2).
- ICRU, 2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Imanishi, Y., Fukui, A., Niimi, H., et al., 2005. Radiation-induced temporary hair loss as a radiation damage only occurring in patients who had the combination of MDCT and DSA. *Eur. Radiol.* **15**, 41–46.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* **230**, 619–628.
- Lewis, M.A., Edyvean, S., 2005. Patient dose reduction in CT. *Br. J. Radiol.* **27**, 880–883.
- McCollough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* **26**, 2223–2230.
- McCollough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler Jr., J.M., 2006. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* **26**, 503–512.
- Nagel, H.D., 2002. Radiation Exposure in Computed Tomography. Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data Terminology. 4th revised and updated edition. CTB Publications, Hamburg.
- Origi, D., Vigorito, S., Villa, G., et al., 2006. Survey of computed tomography techniques and absorbed dose in Italian hospitals: A comparison between two methods to estimate the dose-length product and the effective dose and to verify fulfilment of the diagnostic reference levels. *Eur. Radiol.* **16**, 227–237.
- Papadimitriou, D., Perris, A., Manetou, A., et al., 2003. A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat. Prot. Dosim.* **104**, 47–53.
- Paterson, A., Frush, D.P., Donnelly, L.F., 2001. Helical CT of the body: Are settings adjusted for paediatric patients? *Am. J. Roentgenol.* **176**, 297–301.
- Prokop, M., 2003. General principles of MDCT. *Eur. J. Radiol.* **45** (Suppl. 1), S4–S10.
- RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3. Fifth Edition. The Royal College of Radiologists, London.

- Rehani, M.M., Ortiz López, P., 2006. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions—keeping them under control (Editorial). *Int. J. Cardiol.* **109**, 147–151.
- Rogers, L.F., 2001. Taking care of children. Check out the parameters used for helical CT (Editorial). *Am. J. Roentgenol.* **176**, 287.
- Shrimpton, P.C., Jones, D.G., Hillier, M.C., et al., 1991. Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric Aspects. NRPB-R249, National Radiological Protection Board, Oxon.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK—2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Tsapaki, V., Kottou, S., Papadimitriou, D., 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* **74**, 836–840.
- Tsapaki, V., Aldrich, J.E., Sharma, R., et al., 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT—IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* **240**, 828–834.
- Yates, S.J., Pike, L.C., Goldstone, K.E., 2004. Effect of multi-slice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br. J. Radiol.* **77**, 472–478



### 3. 患者線量に影響する配慮や対策はどのようなものか？

(49) MDCT 装置には被ばく線量を低減する可能性があるが、実際に線量低減を達成できるかは装置の利用法による。

(50) 放射線科医，循環器内科医，医学物理士，CT 撮影担当技師は，患者被ばく線量と画質の関係を理解し，CT の画質はしばしば診断の信頼性のために必要なレベルより高すぎることに気づくことが重要である。

(51) MDCT は最新鋭の CT 技術であり，たくさんの線量低減技術手段が提供されているが，その中でも最も重要なものは自動照射制御（AEC）である。AEC は，X 線一般撮影における X 線自動露出制御器（フォトタイマ）に似ており，ユーザーが必要な画質の要件（例えば，ノイズやコントラスト・ノイズ比）を決定すると，それに応じて撮影装置が適正な mAs 値を決定してくれる仕組みである。

#### 3.1 線量と画質の折り合い

(52) すべての検査目的において最高の画質が必要というわけではなく，むしろ画質レベル（例えば，低ノイズ，中線量，低線量）は検査目的によって異なる。

(53) 正しい臨床診断を下すために必要となるさまざまな画質特性のすべてを，画像ノイズやコントラスト・ノイズ比（CNR）のような客観的尺度だけで完全に把握できるとは限らない。したがって，「最適」な画質を決める作業は，ノイズなどの定量的評価と読影者の視覚的評価とを含む複雑なものになり得る。

(54) 過度に線量を低減すると画質に悪影響を及ぼし，病変検出能が低下する可能性がある。また，高線量で撮影した高画質の画像上の病変の視認性が，低線量で撮影した CT 画像上の視認性より必ずしも優れているとは限らない（Kalra ら，2004b; EC，2000a; Bongartz ら，2004）。とはいえ，CT のスキャンパラメータを理解することは，放射線科医，医学物理士および撮影担当技師が患者に対する線量を低下させながら画質を維持する上で助けになる。

##### 3.1.1 画質の一般的な記述指標

(55) 画質に関するいくつかの要素は放射線量に直接関係するが，モーションアーチファクトや空間分解能のようなその他の要素は線量に関係しない。画像ノイズと画像コントラストは最も重要な画質の記述指標である。画像ノイズは，CT スキャンによる放射線量に最も直接

関係する。一般に、放射線量の増加はノイズを低減し、逆に線量が低下するとノイズは増加する。画像ノイズは、CT 値（ハンスフィールド単位）の標準偏差として定量化することができ、放射線量と画質の管理に用いることができる。画像ノイズは低コントラストの病変を検出する場合特に重要であり、画像ノイズのレベルが高いと病変が不明瞭になる可能性がある。一方、胸部 CT、CT コロノグラフィおよび腎結石を検出するための CT などの場合、病変とバックグラウンド間のコントラストは高いので、（低線量撮影の結果として）ノイズが高くては許容可能である。このように CT 検査の撮影条件は、検査目的に基づいて選択できるだろう。ただし、画質に関するそうした主観的な許容範囲は、同一の画像ノイズレベルであっても、小柄な患者（例えば、小児）と大柄な患者とでかなり異なってくる。患者の体格と画像ノイズには関係があることから、CT 検査施設はすべての患者に対して同じ設定を用いるのではなく、患者の体格に応じた複数のプロトコルを備えるべきである。CT 撮影装置は、コンソール画面上に複数のプロトコルを保存しておき、これらを数秒以内に呼び出せるように作られている。これにより、さまざまな身体の大きさや検査目的に応じた適切なプロトコルを作り出し、保存することが容易になっている。

(56) 画像コントラストは、スキャンパラメータと再構成パラメータの間のさらに複雑な関係によって決まるものである。画像コントラストは管電圧 (kVp) によって変わるが、管電流時間積 (mAs) とは無関係である。kVp 値が減少すると放射線量は低下するが画像コントラストは増加し、逆に kVp 値が増加すると画像コントラストは低下する。放射線量を管理する目的でスキャンパラメータを調節する際には、画像ノイズと画像コントラストを目安として利用できる。実際、撮影対象部位の種々の臓器や構造物の固有のコントラストに応じて異なるスキャンパラメータの選択肢を採用することにより、放射線量を減らすことができる。

### 3.1.2 検査目的や撮影対象によって必要な画質は異なる

(57) 例えば CT コロノグラフィや非造影腹骨盤部 CT による腎結石評価のように、高コントラスト構造の評価が目的の検査では、ノイズレベルが増加しても固有のコントラストが高いため病変の視認性には影響しないので、低線量 CT を用いることができる (Iannaccone ら, 2005; Kalra ら, 2005a)。同様に、最近行われた数件の研究では CT アンギオグラフィに対する低い kVp 値の利用が検討され、造影剤で増強された血管とその周囲構造とのコントラストが高まることにより、ノイズレベルが高いにも関わらず血管の評価が可能であることを実証している (Funama ら, 2005; Holmquist と Nyman, 2006)。また、空気で満たされた肺と軟部組織とは固有のコントラストが高いため（また腹部に比べて胸腔では X 線の減弱が少ないため）、通常の胸部 CT 検査は低めの線量で施行すべきである (Kalra ら, 2005b)。逆に、ほとんどの肝転移のように病変と背景とのコントラストが低い状況では、画像ノイズが増加すると病変の検出や質的診断に影響を及ぼす。このような状況では、不用意な線量低減とノイズレベルの増

加によって、検査の画質が診断のための許容範囲を下回る可能性がある。

(58) 放射線量を減らすことは賢明であろうし、良性疾患を有する若い患者については特にそう考えられるとはいっても、生命にかかわる危機的な状況、すなわち低すぎる線量による誤診で患者に及ぼすリスクが放射線誘発がんの統計上のリスクよりもはるかに大きいような状況においては、必要な画質を得るよう撮影担当技師は訓練されているべきである。

(59) 欧州委員会 (EC) および IAEA ([www.dimond3.org](http://www.dimond3.org); <http://rpop.iaea.org>) のいくつかのプロジェクトを通じた欧州における協調行動の結果、放射線医学における放射線量の管理に対し、かなり注目が集まってきている (Brix ら, 2003; IAEA, 2009; EC, 1996a, 1996b, 2000a, 2000b; Bongartz ら, 2004; Tsapaki ら, 2001, 2006)。放射線科医の間の画像ノイズに対する感じ方のばらつきに加えて、患者に関する因子 (米国の患者は、通常、欧州やアジアの患者より体重が重い) もまたスキャンプロトコルのばらつきの原因となっている可能性がある。米国放射線医学会によって提案された画質および線量評価プログラム (McCollough ら, 2004) はこのようなばらつきを低減する上で有効に機能してきたが、それにもかかわらず米国におけるいくつかの調査では、スキャンパラメータとそれに関連する放射線量は施設によって大きなばらつきがあることを示唆している。

## 3.2 患者線量に影響を及ぼす装置とプロトコルの要素

(60) 撮影条件の調節が患者線量の管理にどれほど寄与できるかについて、意識が年々高まってきている。しかし、技術の変化は速く、患者線量の管理には継続的な注意が必要である。

### 3.2.1 オーバービーミング

(61) オーバービーミングとは、患者に入射する X 線ビームが検出器の有効範囲を超えて広がり、そのためビームの一部が画像化のために用いられない状態のことである。SDCT においては、スライス感度プロファイルを改善するためにスライスコリメーションが検出器側に配置される場合にオーバービーミングが生じる。このような配置は、画像再構成に用いられない線量を患者にもたらし、通常は非常に薄い (2mm 未満の) スライス厚の場合に用いられるが、ときには厚いスライス厚の場合でも用いられる。SDCT では、検出器から X 線ビームの半影部を除外する必要はない。したがって、ほとんどの SDCT は、スライスプロファイルの若干の劣化を代償にして、すべての X 線ビーム、すなわち線量分布の全幅を利用している (図 3.1a)。

(62) MDCT を用いる場合、患者に入射する放射線はすべての有効な検出器列にわたって均一でなければならない。したがって、利用可能な X 線ビームから半影部をすべて、または部分的に排除しなければならない (図 3.1b)。このため、有効な検出器領域から半影部が外れ

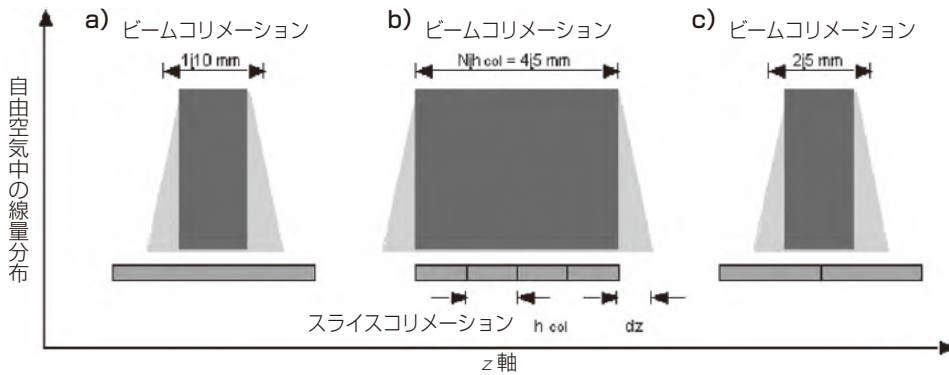


図 3.1 a) SDCT, b) 4 列 MDCT, および c) 2 列 MDCT における, 本影部 (濃い灰色) と半影部 (薄い灰色) を有する自由空気中の線量分布 SDCT と 2 列 MDCT の場合, 半影部を含めた線量分布全体が有効検出器列幅の範囲内に収まっている。3 列以上の検出器を有するスキャナの場合, すべての検出器チャンネルを均一に照射する必要があるため, 半影部を有効検出器列幅の外側に追い出している。半影部の三角形の幅を両側合計した値が, オーバービーミングパラメータ  $dz$  として示される (Nagel, 2005)。

るように X 線ビームの幅を広げることが必要になる。このことは, 3 スライス以上を同時に撮影する MDCT にすべて当てはまる。2 列 MDCT の場合, 2 列分の検出器の全幅が半影部より広ければ, 必ずしもオーバービーミングの状態にはならない (図 3.1c)。しかし実際には, 多くの 2 列検出器スキャナでオーバービーミングが見られる。

(63) ビーム全幅が狭いほど, オーバービーミングが線量に与える影響は大きくなる。患者と検出器の間にコリメーションを配置した SDCT で 1mm スライスコリメーションとした場合が最悪の事例となる。この場合, SDCT のオーバービーミングは比較的小さい (通常 1mm) にも関わらず, 100% の線量増加が起きる。データチャンネル数が多い (すなわち, 同時に取得できるスライス数が多い) 装置は, 検出器全幅を照射する広いビーム幅で, 薄いスライスの画像を取得することができる。ほとんどの MDCT において, オーバービーミングは約 3mm である (McCullough と Zink, 1999; Nagel, 2005)。一般に, MDCT のビームコリメーションが広いほど線量効率の優れた検査が行えることになる。これは, 検出される X 線ビームに対してオーバービーミングの占める割合が比較的小さくなるからである。しかしながら, CT 装置によっては, 幅の広いビームコリメーションにおいて再構成できるスライスの薄さが制限される場合がある。

(64) X 線管の焦点の動きを検知してビームコリメーションを患者入射前で制御することで, スキャナの線量効率は改善し, 放射線量は低下する。この技術は, ビームの位置を数ミリ秒ごとに測定し, 必要に応じてコリメーションの開口部の位置を調整することにより, オーバービーミングを減少させている。こうしたフォーカスポットトラッキングによって, より狭い線量分布を実現できる。現在製造されている MDCT はすべて, この目的を達成するための何らかの機構を利用している。

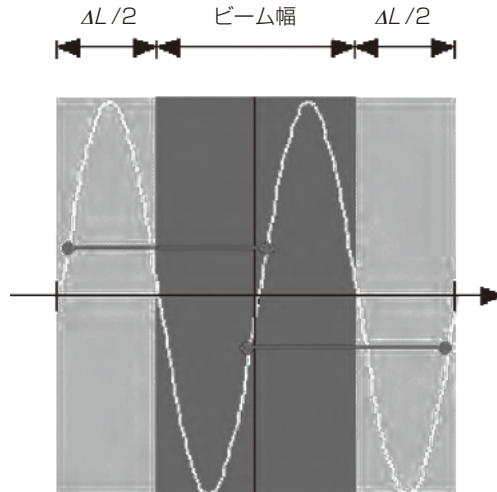


図 3.2 ピッチが 1 で 360 度補間アルゴリズムのスパイラルスキャンモードで動作する SDCT 装置のオーバーレンジング（検査範囲がビーム幅に一致している特殊な事例）一般に、スキャンの最初と最後に余分に半回転させる必要があるため、スキャン長さが  $\Delta L$  だけ増加する。 $\Delta L$  は、選択されたピッチによって異なる。（Nagel, 2005）

### 3.2.2 オーバーレンジング

(65) スパイラル CT の場合、すべての投影角に関して 2 点間のデータ補間を行わなければならない（図 3.2）。したがって、スパイラルスキャンの最初と最後の画像を再構成するには、設定された「スキャン」範囲の境界（すなわち、画像が必要な身体部位の端から端まで）を超えた  $z$  軸位置の投影が必要になる。このため通例として、スキャンの最初と最後に半回転ずつの追加が必要となり、その結果として合計 1 回転分の余計なスキャンが加わることになる。

(66) このような、スパイラル補間アルゴリズムに必要な追加スキャンによって DLP が増加することを、オーバーレンジングと呼ぶ。MDCT スキャナの場合、追加の回転数はピッチに強く依存し、典型的な照射範囲長の増加はビーム全幅の 1.5 倍となる。

(67) DLP（付録 A を参照）に関するオーバーレンジングの影響は、画像が再構成される身体部位の範囲長によって異なる。スパイラルスキャンの検査範囲がビーム全幅に対して短いほど、（オーバーレンジングに関する）線量効率が低下する。一般に、検査範囲が同じならば、単一検出器によるスパイラルスキャンの方が複数検出器によるスパイラルスキャンより線量効率は高くなる。

### 3.2.3 画像スライス厚

(68) MDCT 技術により、比較的薄いスライス厚の画像を SDCT と同程度またはさらに短いスキャン時間で再構成できるようになっている。例えば、64 列の MDCT を用いると、代表的な成人男子の頭部からつま先までをミリメートル未満の検出器コリメーションを用いて 20

秒未満でスキャンすることができる。ただし、検出器コリメーションは必ずしも再構成される画像の厚さと一致しなければならないというわけではない。より薄い投影データからより厚い画像、すなわちノイズの少ない画像を生成することができる。それでも、代表的なスライス厚(3~5mm)はSDCTで用いられる値(5~10mm)より小さい。したがって、ユーザーは、スライス厚が薄くなったことによるノイズの増加を、線量を上げることにより相殺したくなる可能性がある。

(69) スライス厚の減少に伴って、パーシャルボリューム効果の程度も減少する。このため、1ボクセル未満しか占有しない対象物に関するCT値(画像の明るさ)は、ボクセルサイズの減少に伴い増加する。 $z$ 軸方向のサイズがスライス厚より小さい対象物に関しては、当該対象物のコントラストはスライス厚の減少とともに改善し、逆に量子ノイズはスライス厚の減少と

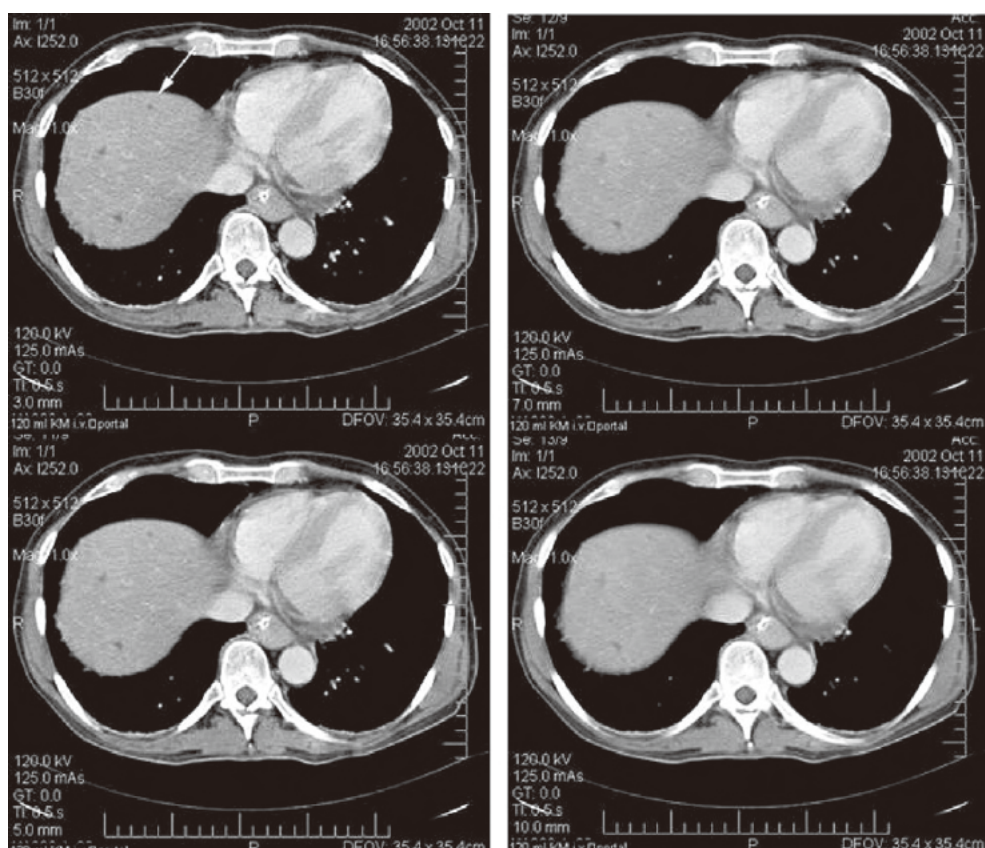


図 3.3 120kVp,  $4 \times 2.5$ mmのスライスコリメーションおよび125実効mAs (mAs/pitch)という条件で撮影された肝臓のMDCT検査例 (CTDI<sub>vol</sub> = 11 mGy) 同じ生データから、同じスライス位置で異なるスライス厚の画像 [3mm (左上), 5mm (左下), 7mm (右上), 10mm (右下)] を再構成した。薄い画像において、ノイズが増えるにもかかわらず、パーシャルボリューム効果が低下するために、小さな病変の視認性が顕著に改善する。この傾向は特に、大きさが約3mmの病変(矢印)においてははっきりと示されている(写真はドイツ、ハンブルクのエッペンドルフ大学病院のWedegärtner博士のご厚意による)。

ともに増加する。薄いスライス厚を用いると、ノイズが増えるにもかかわらず、コントラスト・ノイズ比 (CNR) および小さい対象物の視認性を改善することができる (Wedegärtner ら, 2004)。

(70) 図 3.3 には、同じデータ (4 列検出器スキャナを用いて 2.5mm の検出器コリメーションで撮影された) から同じ z 軸方向位置で 3, 5, 7 および 10mm の幅で再構成した画像を示している。スライス厚を増すにつれて画像ノイズが低下するにもかかわらず、肝臓の病変 (約 3mm の大きさ) の視認性はどんどん悪化している。パーシャルボリューム効果は、スライス厚より小さい対象物に限定されるわけではない。むしろ、病変や血管などは不規則な形状や方向を示すので、対象物の辺縁では常にパーシャルボリューム効果が生じている。

(71) したがって、多断面再構成や 3 次元画像再構成を行うため、あるいはパーシャルボリューム効果を減らすために薄いスライスを使う場合、厚いスライスと同等の低いノイズレベルを達成するために線量を増やす必要はない。多断面再構成を作成する必要が無くパーシャルボリューム効果も問題とならない場合は、ノイズを減らすためにより厚い画像を再構成すべきである。ユーザーがスライス厚をリアルタイムに操作できる (例えば、薄い元画像から厚いスラブの多断面再構成や最大値投影画像を作成) ワークステーションの出現により、パーシャルボリューム効果を減らすためには薄い画像を、そして画像ノイズを減らすためには厚い画像を、と効率的に切り替えつつ観察できるようになった。

### 3.3 患者線量に影響を及ぼす撮影担当技師によるスキャンパラメータ選択

(72) AEC により、画質を基準としてスキャンプロトコルを設定できるようになった。画質がユーザーによって適切に指定され、それが検査目的に合致していれば、肥満した患者を除くすべての患者の線量は低減する。肥満した患者の場合は、画質を改善するために線量は増加する。

(73) AEC は撮影担当技師によるスキャンパラメータの選択を完全に無くすのではなく、個々の CT システムを熟知していることが重要である。AEC が備わっていない CT 装置は撮影担当技師が mA 値や mAs 値を選定する必要があるが、AEC を効果的に作動させるためにはノイズインデックス、リファレンス mAs 値およびリファレンス画像などの概念の理解が要求される。例えば、画像の標準偏差やノイズインデックスなどの AEC のパラメータは直感的に理解しにくいいため、勘違いを起こす可能性がある。

(74) AEC システムにおける画質パラメータの選択はわかりやすく作られていない。画質をどう指定するかは見解の一致を見ておらず、なおかつメーカーによって照射制御の方法が大きく異なっている。CT システムに関する撮影担当技師の知識が重要である。

(75) スキャンを監視する撮影担当技師や放射線科医は、いくつかのスキャンパラメータ

を制御することにより、目標とする画質を適切な線量で得よう調整できる。線量増加は画質をむしろ向上させるため見過ごされやすいので、撮影担当技師が必要以上に高い線量で CT 検査を実施する可能性は十分ありうる。この結果、同じ CT 装置を用いている施設の間でも線量に大きなばらつきのあることが全国調査で観察されている (Brix ら, 2003; Nagel ら, 2004; Shrimpton ら, 2005)。

### 3.3.1 機種とメーカー

(76) X 線管焦点とスキャナの回転中心の距離に影響する CT スキャナ設計の幾何形状にはかなりの違いがある。また、X 線ビームのフィルタ、検出装置の効率、データ取得用電子回路のノイズレベルおよび再構成アルゴリズムにも違いが存在する。したがって、ある機種に対して所定の mAs 値、kVp 値およびスライス厚で得られた画像ノイズと、同じ設定にて別の機種で得られる画像ノイズとはかなり異なる可能性がある。

(77) 装置のこのような属性は「撮影担当技師が選択できるもの」ではないが、大規模医療センターの場合、異なる機種、あるいは異なるメーカーのスキャナを 2 種類以上所有していることは珍しくない。したがって、ある CT 装置のためのスキャンプロトコルが作成された場合、機種やメーカーが異なる別のスキャナへのパラメータの「単なる転記」については用心深く対応することが重要である。プロトコルを注意深く「調整し移行」することは、画質を維持し、線量は機種に応じて同等ないしより低く抑える上で役立つ。

### 3.3.2 管電流 (mA) と管電流時間積 (mAs)

#### マニュアル (テクニクチャート, 撮影条件表)

(78) 従来の X 線画像撮影とは異なり、CT の画像は、暗すぎるとか明るすぎるという意味で「照射過度」に見えることはない。CT データの正規化された性質 (すなわち、CT 値は水を基準とした一定の減弱量を表す) により、CT 画像は常に適切に照射されているように見えることが保証されている。結果として、CT のユーザーは小柄な患者の管電流時間積 (mAs 値) の低減を技術的に迫られることはないため、しばしば小柄な患者に過剰な放射線量をもたらす。しかしながら、放射線量に影響を及ぼすパラメータを選択するときに患者の体格を考慮に入れることは CT 撮影担当技師の基本的責務であり、そのうち最も基本となるパラメータは mAs 値である (FDA, 2002; Linton と Mettler, 2003)。

(79) X 線画像撮影や透視撮影の場合と同様、患者の体格に応じた mAs 値を選択するための適切なガイドライン類を撮影担当技師に提供すべきである。これらのガイドライン類はしばしばテクニクチャート (撮影条件表) と呼ばれている。適切な照射のためには管電流、照射時間および管電圧のすべてを調節することができるが、CT の場合、ユーザーは通常、検査目的に応じて管電圧 (kVp) とガントリー回転時間 (s) を適切に統一して使用している。例えば、



最も速い回転時間は動きのぼやけやアーチファクトをできるだけ少なくするために用いられており、画像コントラストを最大化するには患者の体格に合った最も低い kVp 値を選択すべきである (Funama ら, 2005; McCollough ら, 2006; Nakayama ら, 2005)。

(80) 放射線量を低減するためにいくつかのスキャンパラメータを患者の体格に応じて調節することができるが、この種の調整を検討する際は一定の注意事項を念頭におくことが重要である。第1に、身体部位のうち頭部の大きさは通常の集団ではそれほど変わらないので、頭部の大きさに基づくスキャンパラメータ修正は適用されないだろう。第2に、最近の研究によれば、胸部 CT の場合には患者の体格と画像ノイズおよび mAs 値の相関関係は弱いことが判明している (IAEA, 2009; Prasad ら, 2002)。この相違は、患者の体格によらず肺による X 線の吸収がきわめて少ないこと、他の身体部位に比べて胸部の場合は身体組織の境界および動きのパターンが複雑であること、ならびに胸部 CT 画像に用いられる再構成アルゴリズムの性質が独特であることなどいくつかの因子が関与している。患者の体格と mAs 値の間の相関関係が弱いということは、体格に基づいてスキャンパラメータを調整している場合に、大柄な患者に対して胸部 CT の放射線量が過大となる可能性がある。

(81) 患者の体格に応じて mA 値を調整する方法は、検査部位の全体的な X 線減弱や、厚みを利用すべきであり、患者体重については胴回りと同様の検査部位に応じた情報の完全な代用にはならない、ということが多くの研究者とユーザーからの情報によりわかっている (Boone ら, 2003; McCollough ら, 2002; Wilting ら, 2001)。ただし頭部の撮影については例外で、減弱が年齢によって比較的正確に定まる。この理由は、主要な減弱は頭蓋骨によるものであり、頭蓋骨中の骨形成の過程は年齢に依存するからである。

(82) mA 値を調整した画像の臨床評価を行ったところ、放射線科医は小柄な患者の場合には大柄な患者と同様のノイズレベルを許容できないことが実証された (Wilting ら, 2001)。放射線科医は、小児や小柄な成人の場合には大柄な患者の場合に比べて低めのノイズ画像を要求する傾向があり、これは臓器や組織の間の脂肪組織が皆無であること、および身体構造が小さいことによるものである (Boone ら, 2003; Kalra ら, 2004d; McCollough ら, 2002; Wilting ら, 2001)。体幹部の CT 画像撮影の場合、乳幼児に関しては一般に成人用の方法に比べて mA 値 (または mAs 値) を 1/4 ~ 1/5 に減らしても許容できる (McCollough ら, 2002)。逆に、肥満した患者の場合、mA 値 (または mAs 値) を 2 倍に増加することが適切である (McCollough ら, 2002)。同様に、頭部の CT 画像撮影の場合、新生児に対しては mA 値 (または mAs 値) を成人に比べて 1/2 ~ 1/2.5 に減らすことが適切である。撮影条件表の例を表 3.1 と表 3.2 に示す。体幹部撮影の場合 (表 3.2)、各値は成人 (80kg, 肝臓の高さにおける体の横幅 35 ~ 40cm) に関して用いられる mA 値で規格化されている。表 3.2 に示されたデータに関するパラメータとその妥当性についての完全な説明については、関連する刊行物を参照されたい。頭部撮影の場合、頭部による X 線の減弱に関する望ましい指標は年齢である。体幹部撮影用の撮影条件

表 3.1 頭部 CT に関する撮影条件表の例 (McCollough ら, 2002; Boone ら, 2003)

年 齢	画像幅 (mm) × スライス厚増分 (mm)	mAs 相対値
0 ~ 6 か月	3 × 3	0.46
6.1 ~ 18 か月	3 × 3	0.57
18.1 か月 ~ 3 歳	3 × 3	0.61
3.1 か月 ~ 10 歳	3 × 3	0.73
10 歳超	5 × 5	1.00
0 ~ 6 か月	7 × 7	0.40
6.1 ~ 18 か月	7 × 7	0.50
18.1 か月 ~ 3 歳	7 × 7	0.54
3.1 か月 ~ 10 歳	7 × 7	0.65
10 歳超	10 × 10	1.00

表 3.2 体幹部 CT に関する撮影条件表の例 (McCollough ら, 2002; Boone ら, 2003)

おおよその年齢	肝臓の高さにおける 患者の体の横幅 (cm)	mAs 相対値
新生児	14 以下	0.16
1 歳	14.1 ~ 18	0.22
5 歳	18.1 ~ 22	0.29
10 歳	22.1 ~ 26	0.38
15 歳	26.1 ~ 30	0.50
成 人	30.1 ~ 35	0.71
成 人	35.1 ~ 40	1.00
成 人	40.1 ~ 45	1.42
成 人	45.1 ~ 50	2.00

表の例には代表的な年齢が示されているが、患者の体格、すなわち X 線の減弱は同じ年齢の患者間でも著しく異なる場合があるので、患者の体格こそが患者の X 線の減弱に関する最も望ましい指標である。大柄な患者に対する線量増加を得るためには、管電流のみならず X 線管回転時間や管電圧も増やす必要があるかもしれない。重要なのは、日常の診療において撮影条件表を用いることが着実に遵守されなければ、線量管理の便益が失われることである。このため、以下のセクションで説明するように、患者の体格に対するこれらの調節を自動化する方法が研究され、実施されてきている。

#### 自動照射制御 (AEC)

(83) 患者の X 線減弱の極端に大きな変化は、投影角と身体部位の変化に応じて発生する。

最終画像のノイズは主としてノイズ最大の投影により決定されるため、それ以外の投影の線量（光子数）を低減しても最終画像のノイズを増やさずに済ませられる。この構想は1981年にHaagaら（1981, 2001）によって発表された。1994年には、あるメーカーが平均管電流低減効果8～13%（撮影部位に依存）となるような管電流変調システムを製品化した（Kopkaら, 1995）。Kalenderら（1999b）およびGiesら（1999）は、楕円形の身体部位において体に適した管電流変調を用いると最大40%の線量低減が達成できたことを報告した。さらに別の管電流変調システムが2001年後半に製品化された。当時は、線量に対する公衆の懸念が高まっていたこともあり、CT装置を購入する者にとって線量の低減が優先事項になっていた（RehaniとBerry, 2000; ICRP, 2000a）。すべてのAECに関して、検査範囲の平均mAs値の減少に比例して線量も減少すると見なされている。しかし、平均mAsの減少は特定の臓器の線量低減を意味するとは限らず、線量低減の程度は部位によって異なるため、実効線量はmAs値の減少に比例して減少するとは限らない。

(84) 撮影中の管電流の変調は、CT検査における線量を管理するためのきわめて有効な手法である。この変調は、患者に対する角度に合わせて、または患者の体軸に沿って、あるいはその両方に関して行われる。変調システムは、目標とする画質を達成するために電流を自動的に調整するいくつかのアルゴリズムのうちのいずれかを用いる必要がある。

#### xy方向の管電流変調

(85) xy方向の管電流変調（angular modulation）は、X線管が患者の周りを回転している際に（例えば、前後方向と横方向とで）mA値を変化させることにより、入射角によって異なるX線減弱の変動に対処する手法であり、検出器に到達する光子束の均一化を目的としている。撮影担当技師はmA値またはmAs値の初期値を選び、ガントリーが1回転する間にmAは初期値から増減される。

(86) Kalenderら（1999b）は、投影ノイズレベルが前後方向と横方向とでより均質となるように両肩を通過する際のmA値を増加させると、肩部のストリーク（すじ状アーチファクト）が減少することを実証した。ただし、一部の実装例では、mA値は撮影担当技師が規定した初期値を超えることを認めていない。X線管が前後方向と横方向の間を回転するにつれてmA値は正弦関数的に変動し、その変動は、あらかじめ取得した位置決め用画像のX線減弱情報に従うか、あるいはほぼリアルタイムで180度前の投影から測定されたX線減弱量に従って定められる。

#### z方向の管電流変調

(87) z方向の管電流変調（longitudinal modulation）は、患者のz軸に沿って（例えば、肩と腹部と骨盤とで）mA値を変化させることにより、身体部位により変動する患者のX線減弱

に対処するものである。 $z$ 方向の変調の役割は、さまざまな身体部位にわたって比較的均一な画質を生み出すことである。したがって、撮影担当技師は、目標とする画質レベルを情報としてアルゴリズムに入力しなければならない。このために用いられている方法は、メーカーによってかなり異なっている。例えば、ユーザーに基準ノイズ値またはノイズインデックスを指示させるメーカーもあれば、ユーザーに基準となるリファレンス実効 mAs 値または画像データセットを指示させるメーカーもある (Kalra ら, 2005a; McCollough ら, 2006)。これらの目標画質レベル選択の方法に関する詳細を以下に示す。

(88) 目標の画質レベルを提供するために、身体部位に応じて X 線減弱が変動するにつれ mA 値は変調される。管電流はガントリーの回転ごとに適切に調節できるので、スキャン範囲内で最も X 線が減弱される部分 (例えば、胸部 CT 検査における肩領域) に合わせた高線量を、全スキャン範囲にわたって照射しつづける必要はない。その結果、検査の種類や初期設定値にもよるが、CTDI<sub>vol</sub> の 50% に及ぶ線量低減を達成することができる。

(89)  $z$ 方向の線量の変調の狙いは、局所的な X 線減弱特性にかかわらず適切なノイズレベルを確保することである。しかしそうすることにより、例えば、体幹部全体の検査において上腹部から骨盤まで進む場合には、線量が増えてしまう可能性がある。 $z$ 方向の変調方式では適切なノイズレベルと固有のコントラストの変化の両方を考慮に入れるべきである。例えば、骨盤部では固有のコントラストが増加するので、ノイズが増加しても構わないかもしれない。同じように胸腔領域についても、X 線の減弱が少ないから線量が下げられるというだけでなく、胸部の正常構造や病変が高いコントラストを有することも一層の線量低減が可能な理由となる。

#### xyz 方向の管電流変調

(90)  $xy$  方向と  $z$  方向を組み合わせた管電流変調 (combined angular and longitudinal modulation) では、X 線ビームの回転および患者の  $z$  方向への移動時 (すなわち、前後方向と横方向と、かつ、肩と腹部と) に mA 値を変化させる。撮影担当技師はやはり目標とする画質レベルを指示しなければならない。これは、CT 線量の低減に向けた最も包括的な手法である。その理由は、患者による減弱に応じて X 線線量が 3 軸すべてにおいて調整されるからである。6 歳の小児に対するこの手法の適用例を図 3.4 に示す。

(91)  $xyz$  方向の管電流変調に含まれる  $z$  方向の変調要素に関しては、患者の X 線減弱は前後方向または横方向のいずれかで測定され、それに垂直な方向については位置決め用画像から数学的アルゴリズムを用いて推測される。これらの X 線減弱の分布測定結果には、 $z$  軸方向の各位置における患者の体格、形状および X 線減弱に関する情報が含まれている。これらの分布に基づいて、ガントリーの回転ごとに管電流の値は計算されている。管電流の調整は、 $z$  方向に沿った目標画質を維持するために、ユーザーが定めた画質基準値を基準にして行われる。

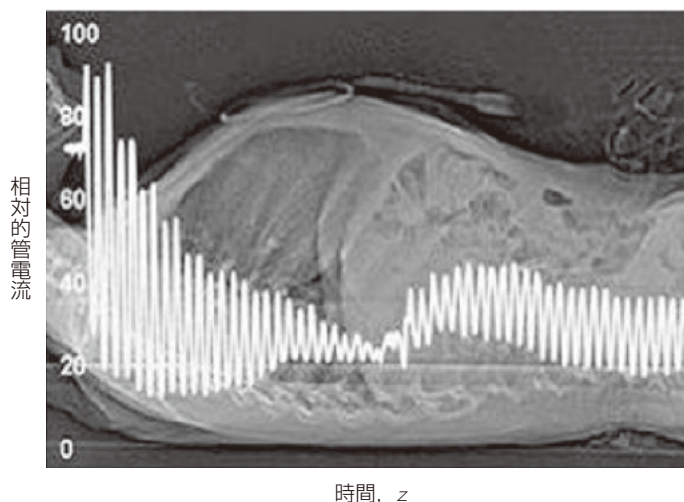


図 3.4 成人用プロトコルに AEC を併用して撮影された 6 歳児のスパイラル CT 検査における、相対的な管電流の時間的推移、すなわち寝台位置による変動  
基準となる実効 mAs (mAs/ピッチ) は、スキャン開始前に 165 に設定された。スキャン後に計算された平均実効 mAs は 38 であった。(McCollough ら, 2006)

これは、 $z$  方向だけの変調と本質的には同じプロセスである。この  $z$  軸方向の管電流値は引き続き、X 線管の回転ごとに患者の X 線減弱の角度分布に従って（すなわち、 $xy$  方向の変調のためのアルゴリズムを用いて）調整される。このようにして、検査の種類や初期設定値にもよるが、最大 40～60% の CTDI の低減が達成される（Kalra ら, 2004c; McCollough ら, 2006; Mulkens ら, 2005; Rizzo ら, 2006）。

(92) AEC は患者の被ばくを直接低減するわけではないが、画質の程度を指定してスキャンプロトコルを適用できるようになる。画質がユーザーによって適切に指定され、検査目的に適合していれば、肥満した患者を除くすべての患者の線量が低下する。肥満した患者の場合は、画質を改善するために線量は増加する。AEC が備わっていない CT 装置は撮影担当技師が mA 値を選定する必要がある一方、AEC を効果的に作動させるためにはノイズインデックス、リファレンス mAs 値およびリファレンス画像などの概念を理解していることが必要となる。

### 3.3.3 目標画質レベル選択の方法論

(93) 目標画質レベルを選択するという方法論により、CT 装置は角度と  $z$  軸方向の位置に応じた適切な管電流値を計算し、最低限の線量で目標とする画質を確保することができる。この概念は、実際にはメーカーによって実現方法が若干異なっているが、概ね AEC と呼ばれている。実際のところ、目標とする画質がひとたび確定されれば、それを提供することは装置にとって比較的単純明快である。しかし、さまざまな CT 用途と体格の異なる患者に対して、必要な画質を決定することは相当に困難な場合がある。

(94) 必要な画質を決定するにあたり、ユーザーは、すべての検査目的に高画質が必須というわけではなく、むしろ検査目的に応じて画質レベル（低ノイズ高線量、標準、高ノイズ低線量）を選ぶべきであると念頭におく必要がある。それに従って、CT装置は回転中（ $xy$ ）や $z$ 軸方向やその両方について、患者の体形と目標画質に応じたmA値の調整を行う。このように、定められた画質を達成するためにmA値を調整する仕事（管電流変調）と、ユーザーによる目標画質の実際の指示とは、区別しなければならない。

(95) AECにおいて目標画質レベルを選択することは単純明快なプロセスではない。画質の指定方法に関する合意が不足しており、その結果としてメーカーによって照射制御を達成する方法が大きく異なっている。装置に関する撮影担当技師の知識が重要である。

(96) ユーザーインターフェースにおいて画質を定義する方法は、CT装置のメーカーによって異なっている。あるメーカーは「ノイズインデックス」として知られる概念を用いている。ノイズインデックスとは、特定のサイズの水ファントム中のピクセル値の標準偏差をいう。「参照表」を用いた独自アルゴリズムに基づいて、CTの位置決め画像（scout）から測定された患者によるX線減弱を、X線管回転ごとのmA値に変換する。このアルゴリズムは、X線管回転ごとに患者によるX線減弱が変化しても、画像ノイズを同程度に維持するように設計されている。患者の体格や検査目的によっては、異なるノイズインデックスが必要になる可能性がある（Kalraら、2003）。

(97) 別のメーカーは、ユーザーが達成目標とすべき画質の選択を支援するために「リファレンス画像」という概念を用いている。これは「自動管電流設定」（ACS: automatic current setting）と呼ばれている。ユーザーが、許容範囲内と評価された検査を位置決め用画像も含めて保存すると、CT装置は生データを保存する。これらの情報は、プロトコルごとに「基準症例（reference case）」として保存され、これを目標として以後の検査の画質を独自アルゴリズムに基づき制御する。

(98) さらに別のメーカーは、ユーザーが目標とする画質レベルを定めるために「画質リファレンス mAs」（quality reference mAs）を用いている。ユーザーはスキャンプロトコルごとに、約80kgの患者を想定した実効mAs値（mAs/ピッチ）を設定する。小児用プロトコルの場合、20kgの患者を想定した画質基準mAs値を選ぶべきである。目標とするノイズレベル（ピクセル値の標準偏差）については、経験的なアルゴリズムを用いて患者の体格に基づいて変更する。したがって、画像ノイズはすべての患者の体格に関して一定に保たれるわけではなく、画質に対する放射線科医の受け止め方によって調整される。個々の患者に関するCTの位置決め画像（topogram）は、特定の患者の体格や身体部位にとって望ましい画質を生み出すmA曲線を $xyz$ 3方向について予測するために用いられる。オンラインフィードバック装置は撮影中に、特定の1つの角度から推測されたX線減弱ではなく、すべての角度において正確な患者によるX線減弱に合うように実際のmA値を調整する。画質リファレンスmAs値に加

えて、ユーザーは、管電流の変化の程度を適切な変調強度（弱、平均、強のいずれかに設定できる）で制御することができる。肥満した患者に対して「強」の変調設定を用いると、既定の画質リファレンス mAs 値と「平均」の変調設定に比べて、放射線量が増大し、画像ノイズが低下する。肥満した患者に対して「弱」の変調設定を用いると、既定の画質リファレンス mAs 値と「平均」の変調設定に比べて、画像ノイズが増大し、放射線量が低下する。逆に、痩せた患者に「強」の変調設定を用いると、画像ノイズが増加し、既定の mAs 値に比べて放射線量が低下する。痩せた患者に「弱」の変調設定を用いると、画像ノイズが低下し、放射線量が増加する（Rizzo ら、2006）。

(99) 他のメーカーからは、目標とする画質を選ぶ方法が2つ提供されている。どちらの方法も、均一な水等価ファントムのピクセル値の標準偏差を指定する仕様で、位置決め用画像（scanogram）を利用した方式になっている。どのメーカーの実施事例でも、プロトコルごとに基準となる値やインデックスや画像を保存できるようになっている。

#### 最適なノイズレベルに関する前提

(100) 画質とは、画像の「品質」に関する曖昧な主観的感覚の尺度であり、訓練を受けた観察者による評価を受けなければならないものである。画像ノイズやコントラスト・ノイズ比（CNR）などの客観的尺度は比較的容易に作り出せるが、正しい臨床診断を下すために必要となるさまざまな特性のすべてを完全に把握できるとは限らない。このように、「最適な」画質の決定は、定量的数値（例えば、ノイズ）と観測者の認識結果が両方関与するので、複雑な仕事になり得る。単純な方法の1つは、特定の検査目的に特定のノイズレベルを要求することである。

(101) 表 3.3 は、水ファントムの直径を変化させたときの一定の mAs 値（130mAs を選択）に対するノイズの測定値を示している。表 3.4 は、水ファントムの直径を変化させたときに一定の画像ノイズ（13.0HU を選択）を生じさせるために必要な mAs 値を示している。表 3.3 と表 3.4 はともに、すべての患者の体格にわたって画像ノイズを一定に維持することは、たとえ臨床的に望まれたとしても、技術的には実現できないことを示している。その理由は、CT 装置がこれらのきわめて低い mAs 値や高い mAs 値の範囲をカバーすることができないからである。対象物の大きさが変化したときに画像ノイズを一定に維持するために必要となる mAs 値の範囲が広がる理由は、X 線の減弱が指数関数的な性質を持つことによるものである。

(102) 経験的に決定された撮影条件表（すなわち、適切な mA 値が熟練した観察者により患者の体格に基づいて決定される）を用いると、極端に低い mAs 値や極端に高い mAs 値を要求することはまったくなくなる（表 3.1 と表 3.2 を参照のこと）。これは X 線発生装置について実際的であるというだけでなく、患者線量と画質の両方の観点から（どのような体格の患者でも一定のノイズとする基準より）適切な撮影条件が設定されるようになる。小児の場合、さ

**表 3.3 一定 mAs 値 (130) として、水ファントムの直径を変化させたときのノイズ測定値 (McCollough ら, 2006)**

直径 (cm)	10	14	20	25	30	40
ノイズ (HU)	1.9	3.5	5.1	8.2	13.0	33.6

**表 3.4 水ファントムの直径を変化させたときに画像ノイズを一定 (13.0HU) に保つために必要な管電流時間積 (mAs) (McCollough ら, 2006)**

直径 (cm)	10	14	20	25	30	40
管電流時間積 (mAs)	2.9	6.2	19	50	130	869

らなる積極的な線量低減は許容範囲外であり、またさらなる積極的な線量増加は不必要である (Wilting ら, 2001)。小児患者から肥満した患者までさまざまな体格の患者について、ノイズが一定の画像を放射線科医に提示してみると、通常の子供および肥満した患者と同じレベルの画像ノイズであったにもかかわらず、小児の画像は許容範囲外となることがわかった (Wilting ら, 2001)。Kalra ら (2003) はノイズインデックスを指定する方法を用いて、ある特定のノイズインデックスを指定し検査部位や患者の体格によらず一定のノイズをもたらそうとしたところ、同じような状況を観察した。彼らは、読影者が小柄な患者に対しては低めのノイズインデックス (少なめの画像ノイズ) を、また大柄な患者に対しては高めのノイズインデックス (多めの画像ノイズ) を要求することを見出した。小柄な患者に対しては低めのノイズインデックスが要求されることがわかったといっても、患者による X 線減弱が小さいことにより相殺されるので、なおも mAs 値は大幅に減少し (最高 1/5)、臨床的に適切であることが見出された。

### 3.3.4 mA 値の時間変調

(103) mA 値の時間変調とは、時間経過を基準に管電流を変調することである。これは心臓の CT 検査時に非常によく使用され、例えば速い心臓の動きが画質を損ねる収縮早期のようなあまり関心のない投影時の線量を低減する。心拍数によるが、このような心電図同期管電流変調方式は、1 本の X 線管を備えた装置を用いた心臓 CT 検査の場合、実効線量を最大 50% (検査時の平均 mAs 値に反映) 低減することができ (Jakobs ら, 2002)、この低減効果は、2 管球装置の場合にはさらに大きくなる (Flohr ら, 2006; McCollough ら, 2007)。

(104) 通常、不規則な心拍数が生じた場合を考慮して若干の柔軟性を与えるために、容認できる画質を得るために必要な管電流は、望ましい時間分解能より若干広い時間枠に対して用いられる (例えば、250ms の時間分解能に関しては 330 ~ 350ms の時間枠)。時間枠は画像の再構成に望ましい心時相の中心に合わせる。この時間枠の外側では、管電流は完全に切られるわけではないが、はるかに低いレベル (例えば、必要な管電流の 20%) まで低下させるよ



うになっている。この間、心臓の拍動サイクル全体にわたる動的な検査に使用できるデータを収集する。ただし、主要な画像再構成のために選択される時間枠の外側におけるノイズは増加することになる。時間枠の長さは一定なので、この仕組みによって達成される線量低減効果は心拍数によって異なってくる。

### 3.4 管電圧 (kVp 値)

(105) 管電圧 (kVp 値) は、入射する X 線ビームのエネルギー分布を決定する。管電圧の変化は、画像ノイズやコントラストとともに、CT 線量にかなりの変化を引き起こす。小児と小柄な成人の場合、kVp 値を下げると、kVp 値が高い場合に比べて、目標とするコントラスト・ノイズ比に対する線量が低下する (Funama ら, 2005; Huda ら, 2000; McCollough, 2005; Nakayama ら, 2005; Siegel ら, 2004)。ほとんどの MDCT 検査は、120 または 140kVp のどちらかで実施されており、さらに低い値が用いられることは稀である。最近の報告によると、CT アンギオグラフィや腹部 CT に低い kVp 値 (80 ~ 100kVp) を用いることによりかなりの線量の低減ができることを示唆している (Wintersperger ら, 2005)。低い kVp 値 (80 ~ 100kVp) の使用は、乳幼児や小児の造影腹部 MDCT においても推奨されてきている。低い管電圧を用いることにより、線量は低下し、コントラストは維持されるが、小さなファントムの場合ノイズの増加は最小限である。さらに mAs 値を下げることも線量を低下させる (Siegel ら, 2004)。kVp 値の低下は画像ノイズの大幅な増加をもたらす可能性があるため、患者が大きすぎる場合や、管電圧低下による光子フルエンス低下を補うように管電流が適切に増加されない場合には、画質を損なうことがある。しかしながら、kVp 値を低下させ、ノイズに合わせて mAs 値を増やす場合には、線量は低下し得る。したがって、低い kVp 値のプロトコルを実施する場合には、患者の体格に応じて適切な mAs 値を決定することが不可欠である。非常に大柄な患者ではほとんどの場合、診断に用いることのできる適切な検査とするためには比較的高い管電圧が必要になる。

### 3.5 ピッチ、ビームコリメーションおよびスライス厚

(106) ピッチ、ビームコリメーションおよびスライス厚は、MDCT スキャンに用いられる検出器構成に関連している。一般に、X 線ビーム幅が広いほど線量効率の良い検査となる。これは、検出される X 線ビームに対するオーバービーミングの割合が小さくなるからである。ただし、ビーム幅が広すぎると、データチャンネル数が 16 未満の MDCT において、再構成できる最も薄いスライスが制限されて厚くなってしまう可能性がある。この種の装置では、ビーム幅を狭めるとオーバービーミングのために線量効率が減少するが、薄いスライス厚で再構成す

るためにはビーム幅を狭める必要がある。したがって、ビーム幅は、個別の臨床的な必要性に応じて注意深く選択されなければならない。

(107) SDCTの場合、ピッチの増加は、画像ノイズには影響を及ぼさずに線量を低下させる（ただし、ピッチ値を増やすと、スパイラルアーチファクトとスライス厚が増加する）。MDCTの場合、ピッチを増加させると画像ノイズが増加することになる。したがって、適切な画像ノイズを維持するために管電流を増加方向に調整しなければならない。すなわち、MDCTの場合ピッチを増加しても本質的な線量低減は得られず、線量を低減するには管電流を低下させるか高めのノイズレベルを設定する必要がある。ほとんどのスキャナは、mA値またはmAs値の自動調整をユーザーが解除できるようになっている。

(108) 一般に心臓MDCTの撮影では、1回以上の心周期のデータを用いた再構成が比較的一定のスライス位置において可能となるように、重なり合った小さいピッチ（0.2:1～0.35:1）が用いられている。

(109) いくつかのスキャナは、ピッチを自動的に心拍数に合わせるものもあり、実効線量を最大30～50%低減できる可能性がある。この場合、心拍数が速いほど線量節約効果は高い。

### 3.6 スキャン範囲と検査適応

(110) MDCTのスキャン撮影時間が短くなったため、複数の身体領域を部分的または完全に含めるためにスキャン範囲が増える傾向にある（Kalraら、2004a; Campbellら、2005）。これは、患者の放射線量を増加させることになる。検査の繰り返しや、不適切な部位の検査依頼、医学的な必要性の無い適応に基づく検査依頼が、結果として線量を増やすことを知っておくべきである（Katzら、2006）。

(111) スパイラルMDCTによるX線ビームのオーバーレンジは、検査対象部位の最初と最後からはみ出して、画像再構成に使われない不要な放射線被ばくをもたらす。この現象により、複数回のスパイラルスキャンを連結すると境界領域の被ばくが重複し線量が増えてしまうので、線量抑制よりも臨床上優先する考慮事項がなければ、境目の無い単一のスパイラル撮影を使うべきである。こうした被ばくの重複は複数部位の検査では避けられない場合があり、例えば頸部から胸部のCT（腕の位置を変更する必要があるため）や、胸部から腹部のCT（最適なコントラスト増強効果のために異なる撮影開始時間を用いる必要があるため）がそれに相当する。

(112) 連続アキシアルスキャンにより患者が被ばくする放射線量が低下する検査もある（例：冠動脈カルシウムスコアリング）。しかしながら一般的には、ヘリカルスキャンの方が望ましいデータ取得方法である。その理由は、データが本質的に連続的であり、スキャン時間が短く、患者の被ばく増加をもたらすことなくオーバーラップ再構成を得られるからである。こ

のように、線量の低減を検討する際には、検査目的に応じて検査の総合的な品質を考慮しなければならない。

### 3.7 装置ソフトウェア——画像再構成、ノイズ低減およびメタルアーチファクト低減に関するアルゴリズム

(113) 画像ノイズを低減するために、イメージ空間（再構成された画像）とサイノグラム空間（投影の生データ）における平滑化フィルタを用いることができ、その結果、従来と同等のノイズレベルを達成するために必要な線量を低減できる。しかしながら、この種の方法は、空間分解能を低下させる。近年、肝臓 CT における放射線量を低減するための有望な選択肢として、ノイズを低減するがエッジは温存されるフィルタの使用が報告されている（Wessling ら、2007）。同様に、画像再構成アルゴリズムの分野で進行中の研究は、ノイズ、ひいては線量を低減する有力な可能性を提示している。従来の扇状ビームフィルタ補正逆投影法によるアルゴリズムによって再構成される画像に比べてノイズ特性が勝る再構成アルゴリズムが報告されてきている。すなわち、3次元コーンビームアルゴリズム、逐次近似再構成アルゴリズム、および CT パフュージョン画像における時間平均アンダーサンプリング法はすべて、活発で有望な研究テーマである。

(114) 肩などの X 線減弱が大きい部位ではしばしば、特定の投影において、ビームが減弱することにより検出される信号強度がかなり減少する。これは画像ノイズの増加をもたらし、画質を損なうことになる。ほとんどのスキャナで利用できるサイノグラム空間フィルタは、信号強度に応じてフィルタ強度を調節するようになっている。これらの再構成フィルタを使うことにより画像分解能が若干（5%未満）損なわれるが、診断に支障をきたすような画像となることは回避される。これらのフィルタは、主として肩などの非円筒状の身体領域で X 線の減弱が最大になる方向に沿って、放射線量を増加することなく画像ノイズを 30～60%低減できる（Kachelriess ら、2001）。

(115) X 線の減弱が激しい金属製埋め込み物によるストリークアーチファクトは CT スキャンにおける共通の問題であり、人工関節置換、人工歯根または手術用クリップのような金属製の埋め込み物によって発生する。人工歯根によって引き起こされるストリークアーチファクトによる情報の損失を減らすために、特に顔面の CT では、ガントリーの傾斜角を変えて 2 回目の画像を取得する場合がある。これは、患者の放射線被ばくの増加をもたらすことになる。X 線の減弱が激しい対象物からのストリークアーチファクトを減らすために、生データへ再投影された金属の軌跡を対象に直線補間する手法や、生データの多次元適応フィルタリングが開発されてきている（Mahnken ら、2003; Watzke と Kalender, 2004）。

### 3.8 スキャンパラメータと再構成パラメータの修正

(116) CT 画像は常に、検査目的を達成できる範囲で患者の放射線量をできる限り低くして取得すべきである。多相検査は、診断を行うために必要な最低限の相数に限定すべきであるし、撮影範囲もまた最低限とすべきである。画像ノイズを低減し、ノイズレベルの増加を補う目的で放射線量を増加させることを避けるためには、スライス厚を必要以上に薄くすべきではない。小児や小柄な患者に対しては、kVp 値を当該患者に関して実用上できる限り低くすべきであり、ほぼ例外なく AEC を用いるべきである。CT 装置に AEC が備わっていない場合には、専門知識を有する医学物理士の支援を得て撮影条件表を作成し、すべての患者に対して一貫して用いるべきである。これは、とりわけ小児の CT にとっては必要不可欠である。2.4 節で述べたように、診断参考レベルは患者線量を管理するための優れた手段である。最後に、CT 撮影サービスを提供する医療機関には、その機関が優れた品質の検査を適切な低い線量で提供していることを保証するために、自施設の業務における線量レベルと画質尺度を患者の体格や検査種別ごとに、診断参考レベルまたは同業者の基準と比較することを求めるべきである。

### 3.9 参考文献

- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G., et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at [http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria)).
- Boone, J.M., Geraghty, E.M., Seibert, J.A., et al., 2003. Dose reduction in paediatric CT: A rational approach. *Radiology* **228**, 352–360.
- Brix, G., Nagel, H.D., Stamm, G., et al., 2003. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nationwide survey. *Eur. Radiol.* **13**, 1979–1991.
- Campbell, J., Kalra, M.K., Rizzo, S., et al., 2005. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: Findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.* **185**, 1525–1530.
- EC, 1996a. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 1996b. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. EUR 16261 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- EC, 2000b. European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection 118. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- FDA, 2002. FDA public health notification: Reducing radiation risk from computed tomography for paediatric and small adult patients. *Pediatr. Radiol.* **32**, 314–316.
- Flohr, T.G., McCollough, C.H., Bruder, H., et al., 2006. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur. Radiol.* **16**, 256–268.

- Funama, Y., Awai, K., Nakayama, Y., et al., 2005. Radiation dose reduction without degradation of lowcontrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube-voltage technique: Phantom study. *Radiology* **237**, 905–910.
- Gies, M., Kalender, W.A., Wolf, H., et al., 1999. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Simulation studies. *Med. Phys.* **26**, 2235–2247.
- Haaga, J.R., Miraldi, F., MacIntyre, W., et al., 1981. Effect of mAs variation upon CT image quality as evaluated by in-vivo and in-vitro studies. *Radiology* **138**, 449–454.
- Haaga, J.R., 2001. Radiation dose management: Weighing risk versus benefit. *Am. J. Roentgenol.* **177**, 289–291.
- Holmquist, F., Nyman, U., 2006. Eighty-peak kilovoltage 16-channel multi-detector computed tomography and reduced contrast-medium doses tailored to body weight to diagnose pulmonary embolism in azotaemic patients. *Eur. Radiol.* **16**, 1165–1176.
- Huda, W., Scalzetti, E.M., Levin, G., 2000. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* **217**, 430–435.
- IAEA, 2009. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/ Demonstration Study. IAEA-TECDOC-1621, International Atomic Energy Agency, Vienna.
- Iannaccone, R., Catalano, C., Mangiapane, F., et al., 2005. Colorectal polyps: Detection with low-dose multi-detector row helical CT colonography versus two sequential colonoscopies. *Radiology* **237**, 927–937.
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* **30**(4).
- Jakobs, T.F., Becker, C.R., Ohnesorge, B., et al., 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* **12**, 1081–1086.
- Kachelriess, M., Watzke, O., Kalender, W.A., 2001. Generalised multi-dimensional adaptive filtering for conventional and spiral single-slice, multi-slice, and cone-beam CT. *Med. Phys.* **28**, 475–490.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C., 1999b. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: Phantom measurements. *Med. Phys.* **26**, 2248–2253.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Blake, M.A. et al., 2003. Multi-detector CT scanning of abdomen and pelvis: A study for optimisation of automatic tube current modulation technique in 120 subjects (abstr), Radiological Society of North America Scientific Assembly and Annual Meeting program 2003. Radiological Society of North America, Oak Brook, IL, 294.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., D' Souza, R., et al., 2004a. Multi-detector computed tomography technology: Current status and emerging developments. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **28** (Suppl. 1), S2–S6.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004b. Strategies for CT radiation dose optimisation. *Radiology* **230**, 619–628.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004c. Radiation from “extra” images acquired with abdominal and/or pelvic CT: Effect of automatic tube current modulation. *Radiology* **232**, 409–414.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* **233**, 649–657.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., D' Souza, R.V., et al., 2005a. Detection of urinary tract stones at low radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. *Radiology* **235**, 523–529.
- Kalra, M.K., Rizzo, S., Maher, M.M., et al., 2005b. Chest CT performed with z-axis modulation: Scanning protocol and radiation dose. *Radiology* **237**, 303–308.
- Katz, S.I., Saluja, S., Brink, J.A., et al., 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* **186**, 1120–1124.
- Kopka, L., Funke, M., Breiter, N., et al., 1995. Anatomically adapted CT tube current: Dose reduction and image quality in phantom and patient studies. *Radiology* **197** (P), 292. Also in *RöFo* **163**(5), 383–387.
- Linton, O.W., Mettler Jr., F.A., 2003. National Council on Radiation Protection and Measurements National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* **181**,

321–329.

- Mahnken, A.H., Raupach, R., Wildberger, J.E., et al., 2003. A new algorithm for metal artifact reduction in computed tomography. *Invest. Radiol.* **38**, 769–775.
- McCullough, C.H., Zink, F.E., 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* **26**, 2223–2230.
- McCullough, C.H., Zink, F.E., Kofler, J., et al., 2002. Dose optimisation in CT: Creation, implementation and clinical acceptance of size-based technique charts. *Radiology* **225** (P), 591.
- McCullough, C.H., Bruesewitz, M.R., McNitt-Gray, M.F., et al., 2004. The phantom portion of the American College of Radiology (ACR) computed tomography (CT) accreditation program: Practical tips, artifact examples, and pitfalls to avoid. *Med. Phys.* **31**, 2423–2442.
- McCullough, C.H., 2005. Automatic exposure control in CT: Are we done yet? *Radiology* **237**, 755–756.
- McCullough, C.H., Bruesewitz, M.R., Kofler Jr., J.M., 2006. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *Radiographics* **26**, 503–512.
- McCullough, C.H., Primak, A., Saba, O., et al., 2007. Dose performance of a new 64-channel dual-source CT (DSCT) scanner. *Radiology* **243**, 775–784.
- Mulkens, T.H., Bellinck, P., Baeyaert, M., et al., 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* **237**, 213–223.
- Nagel, H.D., Blobel, J., Brix, G., et al., 2004. Five years of “concerted action dose reduction in CT” — what has been achieved and what remains to be done? *RöFo* **176**, 1683–1694 (German).
- Nagel, H.D., 2005. Significance of overbeaming and overranging effects of single- and multi-slice CT scanners, In: Proceedings of the International Congress on Medical Physics, Nuremberg. *Biomedizinische Technik*, **50**, 395–396.
- Nakayama, Y., Awai, K., Funama, Y., et al., 2005. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* **237**, 945–951.
- Prasad, S.R., Wittram, C., Shepard, J.A., et al., 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* **179**, 461–465.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. The increasing doses of radiation need to be controlled (Editorial). *BMJ* **4** (320), 593–594.
- Rizzo, S., Kalra, M., Schmidt, B., et al., 2006. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol.* **186**, 673–679.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Siegel, M.J., Schmidt, B., Bradley, D., et al., 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* **233**, 515–522.
- Tsapaki, V., Kottou, S., Papadimitriou, D., 2001. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* **74**, 836–840.
- Tsapaki, V., Aldrich, J.E., Sharma, R., et al., 2006. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT – IAEA Coordinated Research Project. *Radiology* **240**, 828–834.
- Watzke, O., Kalender, W.A., 2004. A pragmatic approach to metal artifact reduction in CT: Merging of metal artifact reduced images. *Eur. Radiol.* **14**, 849–856.
- Wedegärtner, U., Lorenzen, M., Nagel, H.D., et al., 2004. Image quality of thin- and thick-slice MSCT reconstructions in low-contrast objects (liver lesions) with equal doses. *RöFo*. **176**, 1676–1682.
- Wessling, J., Esseling, R., Raupach, R., et al., 2007. The effect of dose reduction and feasibility of edge preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT. *Eur. Radiol.* **17**, 1885–1891.

- Wiltng, J.E., Zwartkruis, A., van Leeuwen, M.S., et al., 2001. A rational approach to dose reduction in CT: Individualised scan protocols. *Eur. Radiol.* **11**, 2627–2632.
- Wintersperger, B.J., Jakobs, T., Herzog, P., et al., 2005. Aorto-iliac multi-detector row CT angiography with low kV setting: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur. Radiol.* **15**, 334–341.





## 4. 医療行為における線量管理

(117) CTを使用することの正当化は、CT検査を依頼する臨床医と放射線科医が共に責任を担う。正当化には、既知の適応に関するCT検査の正当化と、臨床症状を標準線量のCTが必要か低線量のCTのみが必要かに分けることが含まれる。

(118) スキャンパラメータは、検査の適応、患者の体格やスキャン対象の身体部位に基づいて決定すべきであり、そうすれば患者の線量はこれらのパラメータによって管理できるようになる。

(119) 不適切な検査を回避できるようにガイドライン(CT検査の選択基準)が必要である。さらに、必要に応じて放射線を用いない他の画像技術も代替手段として検討すべきである。

(120) CT検査の依頼医とCTスタッフが訓練を受けることは、検査の適応やプロトコル、患者線量を管理する上で役立つ。

(121) MDCTの心臓領域への適応が始まったことにより、多くの循環器医がMDCT装置のユーザーとなった。ICRPは、循環器医への適切な放射線防護の訓練がなされるよう勧告する。

### 4.1 検査の正当化

(122) 正当化は、CT検査を依頼する臨床医と放射線科医の共同責任である(ICRP, 2000a)。臨床医だけがCT検査を依頼するということが重要である。MDCTの適合性と有効性を認識していることは、適切な正当化を行う上で役立つ。放射線科医は、CT検査に関する患者線量の管理について適切な訓練を受けて精通しておくとともに、他の画像技術や検査技術に関して適切な知識を有しているべきである。患者が受ける臨床上の便益によって放射線量が正当化される場合のみCT検査を実施すべきである。臨床医と放射線科医は、CTが適切な臨床症状に関して実施されることを保証するために、ガイドラインを作成するか、そうでない場合には権威のある機関が作成した既存のガイドラインを採用する必要がある。臨床医は、患者の治療を行う際にこれらのガイドラインに従うべきである。放射線科医と臨床医は、CTに代わる放射線を用いない検査や線量が低い他の放射線検査によって適切な情報を得ることができる場合には、その方法を検討するべきである。また、放射線科医は、適切なプロトコルが使用されることと、患者の年齢と体格、臨床症状、以前受けた放射線検査の回数を基にして適用放射線量を決定するために、医学物理士と緊密に協力すべきである。CT検査を依頼する臨床医

と放射線科医に対して CT 検査の妥当性と許容性に関するアドバイスを行うために、理想的には国レベルで臨床ガイドラインを整備しなければならない。これらの問題に関する国レベルの合意がない場合には、該当する機関においてガイドラインを策定すべきである。このようなガイドラインは、放射線科医と臨床医が患者に対して、超音波画像検査、磁気共鳴画像 (MRI)、また場合によっては従来の X 線撮影という優先順位を決定する上で役立つはずである。この種のガイドラインは、不必要な CT 検査を削減する上で役立つため、CT に関する臨床的な適応のリストを含めるべきである。米国放射線医学会の妥当性基準は、医師に対して適切な画像検査を推奨する上で役立つよう科学的根拠に基づくガイドラインを規定している (ACR, 2000)。また欧州委員会および英国王立放射線学会 (RCR) が作成した文書「画像撮影に関する参照ガイドライン」も、CT を含む画像検査に関する臨床症状の詳細な全体像を提供している (EC, 2000b; RCR, 2003)。

(123) CT 検査の正当化には、検査適応そのものの正当化、および検査目的や患者背景に応じてどの程度の画質 (や線量) が必要なのか分類することが含まれるであろう。結果として、CT スキャンを受ける患者のために造影剤または放射線の潜在的リスクに関するインフォームド・コンセントを導入することは、患者の認識の高まりを促すとともに、検査依頼医と放射線科医の責任感を高める上で役立つであろう。今までのところ、ほとんどの医療機関は、CT スキャンを受ける患者に対するインフォームド・コンセントのプロセスの一環として放射線リスクに関する情報を不可欠なものとはしていない。意識不明の患者や最近親者がいないなどのように、インフォームド・コンセントを得ることが不可能な状況がある。これらの状況では、同意を待つことが患者の便益に悪影響を及ぼすおそれがある。このような状況では、医師は便益がリスクに勝るかどうかを決定し、処置を行う。放射線リスクについて知らされた患者が診断やその後の治療に必要な不可欠な CT を拒否することがないように、バランスを探し求めなければならない。

(124) 医療産業における消費者保護と品質に関する米国大統領顧問委員会 (USPAC) によって策定された「消費者の権利と責任に関する憲章」(USPAC, 1997) によると、“すべてのリスク、便益および治療の結果もしくは治療しないことの結果について”，医療専門家は、消費者すなわち患者と話し合わなければならない。この意味において、放射線を用いる診断手法によるがんの確率やリスクは低いではあるが、検査の便益だけでなく検査に伴う放射線被ばくによる発がんのリスクについても患者に伝える必要がある。一例として、直線しきい値なしの仮説を用いて、成人の線量レベルを小児に適用することにより、Brenner ら (2001) は、腹部の CT スキャンを受ける小児の生涯がん死亡リスクが 0.18% であると推定した。米国放射線学会の委員会による最近の調査では、生じ得る放射線リスクについて患者に知らせているのは放射線診断部門の 15% 未満 (14/91) であり、CT に代わる方法について患者に知らせているのは放射線診断部門のわずか 9% (8/88) にすぎないことを示している (Lee ら, 2006)。

## 4.2 訓練上の課題

(125) 最近の調査により、検査依頼医の間で CT 検査に伴う放射線量に関する理解がかなり不足していることが示唆されている (Lee ら, 2004; Thomas ら, 2006)。また、スキャンプロトコルと放射線量は施設によって大きなばらつきがある (Hollingsworth ら, 2002; Moss と McLean, 2006)。CT 検査の依頼医は、潜在的な健康影響に対して CT 検査から得られる便益を正当化できるように、CT スキャンに適した症状、代替の検査と CT スキャンに伴う放射線リスクについて情報を与えられていなければならない。放射線科医と撮影担当技師は、臨床症状に基づいて CT スキャン技術を変更する (例えば、肝転移の検査には標準線量による画像表示; スクリーニング、小児科の検査および腎結石の検査には低線量による画像表示) ため、またさまざまなスキャンパラメータを用いた場合に付随する放射線量を評価するための訓練を受けていなければならない。MDCT 技術の絶え間ない発展により、スキヤナ装置が別のものになった場合のスキャンパラメータの外挿や変更精通することが重要である。日本で行ったある調査では、放射線量を管理するために患者の年齢に応じてパラメータを適合させ、また自動照射制御 (AEC) をよく使うようになっている施設が増えてきていることが最近報告された (Miyazaki ら, 2005)。MDCT の心臓領域への適応が始まったことにより、多くの循環器医が MDCT 装置のユーザーとなった。ICRP は、循環器医への適切な放射線防護の訓練がなされるよう勧告する。

## 4.3 個々の CT 検査に関する技術と線量

(126) 低線量 CT に関するほとんどの研究は、管電流を一定とする場合または AEC を用いて管電流を減らすことの有用性を検討してきた (Kalra ら, 2004d)。これらの研究では、患者の体格 (管電流を一定としたスキャンを行う場合は体重、AEC を用いる場合は減弱分布)、または検査の適応 (スクリーニング、腎結石および胸部検査には低めの管電流) に基づいて管電流を適合させている。しかしながら、線量の低減については、より大きなピッチ値や低い kVp 値の選択、2 次元および 3 次元の非線形ノイズ低減フィルタのような特殊な技術を用いることによっても評価されてきている。

(127) 本節では、主に 4 ~ 16 列 MDCT について評価した研究の例を引いて線量低減のためのプロトコルを表形式にしていくつか提示しているが、線量低減に関する原則は 32, 40 および 64 スライス MDCT を含む他の MDCT にも同様に当てはまる。これらのプロトコルの目的は、メーカーが異なると変わる可能性がある実際の放射線量を示すことではなく、ユーザーがこれらの方法を用いて自らの装置に対する低線量スキャンプロトコルを作成し修正するのを

支援することである。現在のところ、32～64列 MDCT を用いた類似の線量低減研究に関しては意見をまとめるほど十分なデータがない。また、線量管理を実証するいくつかの種類の検査を本文書に含めたのは、これらが MDCT の一般的な臨床応用であることを意味するものではない。これらの応用例における線量管理研究データが入手できたことに基づいたものである。

#### 4.3.1 胸部 CT

(128) 前記のように、画質の主要要素である画像ノイズは、スキャンする身体部位を X 線ビームが横切る際のビームの減弱に依存するものである。ビームの減弱が大きい腹部や骨盤に比べて胸部の場合はビームの減弱が少なく、画像ノイズは少なくなる。したがって、胸部 CT の場合は、腹部や骨盤の CT に比べて、許容できる画質を得るために低めの放射線量を用いることができる。ほとんどの研究では、胸部 CT に伴う放射線量を減らすために低い管電流を用いている (Wormanns ら, 2005)。Prasad ら (2002) は、患者の体格にかかわらず、管電流を 50% 減らし (4 列 MDCT の場合、220～280 mAs に対して 110～140 mAs)、通常の身体構造を評価する上で十分な画質が得られることを示した。複数の研究では、患者の体格や臨床症状に基づいて胸部 CT の放射線量を低減するためのさまざまな方法も用いられてきた。低線量胸部 CT の臨床的な適応には、良性の病気に罹った若い患者のスキャン (Jung ら, 2000; Yi ら, 2003; Honnef ら, 2004)、肺がんスクリーニング (Diederich ら, 2000; Picozzi ら, 2005)、肺結節 (Diederich ら, 1999; Leader ら, 2005)、アスベスト暴露に関連する良性胸膜プラークおよび肥厚 (Michel ら, 2001; Remy-Jardin ら, 2004)、肺気腫 (Zaporozhan ら, 2006)、高分解能胸部 CT (Ikura ら, 2004)、CT ガイド下肺生検 (Ravenel ら, 2001)、ならびに好中球減少症 (Wendel ら, 2005) および嚢胞性線維症 (Jimenez ら, 2006) に罹った患者の評価がある。ほとんどの研究者は、検査に付随する放射線量を減らすために管電流の低減を行っている (Prasad ら, 2002; Ravenel ら, 2001)。最近、肺塞栓症に関する CT アンギオグラフィの際に放射線量を低減し、画像コントラストを増加させるために低めの kVp 値 (一般に用いる 120 kVp に対して 80 kVp) を用いた例が報告されている (Sigal-Cinqualbre ら, 2004) (表 4.1)。Mulken ら (2005) は、胸部 CT において *xy* 方向の管電流変調を用いることにより実効管電流を、mAs 値を固定した場合に比べて 14% 低減したことを報告している。同じ研究において、角度変調と *z* 軸変調の双方を行うことにより 20% の低減を達成した。このように、胸部 CT スキャンを受ける患者に関しては、低い mAs 値、低い kVp 値および AEC の使用などの方法を 1 つ以上採用することにより、放射線量を減らすことが可能である。

(129) 管電流の調整は、放射線量の管理を改善するために最もよく用いられる方法である。管電流を減らした (100 mAs に対して 20 mAs) 低線量胸部 CT は、肺の異常を評価する上で通常は十分である (Wormanns ら, 2005)。肺は、空気と軟部組織間のコントラストが高いために、かなり低い放射線量で評価することが可能である。

表 4.1 胸部造影 CT においてより低い管電圧を適用した線量管理の例  
(Sigal-Cinqualbre ら, 2004)

スキャンパラメータ	低 kVp 値を適用した胸部 CT	低 kVp 値を適用した胸部 CT	標準線量による胸部 CT
装置	4 列 MDCT	4 列 MDCT	4 列 MDCT
患者体重	< 60kg	60 ~ 75kg	> 75kg
実効 mAs 値	135	180	90
kVp 値	80	80	120
回転時間	0.5 秒	0.5 秒	0.5 秒
テーブル移動速度	10mm/ 回転	10mm/ 回転	10mm/ 回転
ピッチ	1 : 1	1 : 1	1 : 1
検出器形状	4×2.5mm	4×2.5mm	4×2.5mm
スキャン範囲/スキャン部位	胸部	胸部	胸部
スライス厚	—	—	—
実効線量 (mSv) <sup>a)</sup>	1.5 (男性), 1.9 (女性)	2.0 (男性), 2.5 (女性)	3.6 (男性), 4.3 (女性)

<sup>a)</sup> 本表と他表において男女別の実効線量値を引用したことは、ICRP の考え方を反映したものではない。これらの値は原著の論文のとおり引用されており、小数第 1 位未満は四捨五入されている。

(130) 研究例は少ないが、放射線量の管理を改善するために管電圧調整の利用も評価されてきている (Siegel ら, 2004; Sigal-Cinqualbre ら, 2004; Abada ら, 2006)。表 4.1 には、体重に合わせたプロトコルを用いて、胸部造影 CT を受ける患者に対して、80kVp の管電圧を使用した結果をまとめている (Sigal-Cinqualbre ら, 2004)。表 4.1 のデータは、あるメーカーの CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式または別のメーカーの装置型式に関しては適切でない可能性がある。

#### 4.3.2 冠動脈カルシウム定量と非侵襲的冠動脈造影のための CT

(131) 冠動脈 CT 検査では、冠動脈の動きが最小限になる心周期の相において画像を再構成することが重要である。最新の MDCT 技術により、心電図同期スキャン撮影および希望する任意の心周期の相における画像の再構成を行うことができる。これには小さな重なり合ったピッチでのスキャンが必要であり、冠動脈 CT に用いられるスキャン長は短いにもかかわらず放射線量の増加をもたらす。低線量冠動脈 CT およびカルシウムスコアリングのいくつかのプロトコルに関する実効線量や CTDI<sub>vol</sub> 値を、表 4.2a, 表 4.2b および表 4.2c にまとめて示す。

(132) 冠動脈カルシウム定量のための CT は、冠動脈カルシウムと隣接する軟部組織との間の固有のコントラストが高いため、低線量 CT を用いて実施することができ、画像ノイズが高い状態でも診断が可能である。ただし、再現可能なカルシウム定量のためには画像ノイズが多すぎではない。冠動脈 CT および冠動脈カルシウムスコアリング CT に伴う線量を低減

表 4.2a より低い mAs 値を用いた冠動脈カルシウム定量検査における線量管理の例  
(Shemesh ら, 2005)

スキャンパラメータ	冠動脈カルシウム定量	冠動脈カルシウム定量のための低線量 CT
装置	4 列 MDCT	4 列 MDCT
実効 mAs 値	165	55
kVp 値	120	120
回転時間	0.5 s	0.5 s
検出器形状	4×2.5mm	4×2.5mm
スキャン範囲	心臓 (120mm)	心臓 (120mm)
スライス厚	2.5mm	2.5mm
CTDI <sub>vol</sub>	12mGy	4mGy

表 4.2b 冠動脈 CT のための低線量パラメータの例 (Abada ら, 2006)

スキャンパラメータ	低線量冠動脈 CT
装置	64 列 MDCT
実効 mAs (心電図同期 mA 変調を適用)	520
kVp	80
回転時間	0.33 s
検出器形状	64×0.6mm
スキャン範囲	心臓
スライス厚	0.75mm
実効線量 (mSv)	~ 2

表 4.2c 心電図同期管電流変調方式を適用した線量管理の例 (Jakobs ら, 2002)

スキャンパラメータ	冠動脈カルシウム定量	冠動脈カルシウム定量のための低線量 CT
装置	4 列 MDCT	4 列 MDCT
平均体格指数 (kg/m <sup>2</sup> )	25.6	25.6
心電図同期管電流変調	無	有
実効 mAs 値	100	55
kVp 値	120	120
ピッチ	1.5 : 1	1.5 : 1
寝台速度	7.5mm/s	7.5mm/s
回転時間	0.5 s	0.5 s
検出器形状	4×2.5mm	4×2.5mm
スキャン範囲	心臓 (120mm)	心臓 (120mm)
スライス厚	1.5mm	1.5mm
実効線量 (mSv)	1.9 (男性), 2.5 (女性)	1.0 (男性), 1.4 (女性)

するためにいくつかの方策がある。すなわち、より低い管電流を使用すること (Shemesh ら, 2005) (表 4.2a), より低い管電圧 (kVp) を使用すること (Abada ら, 2006) (表 4.2b), また心電図同期管電流変調を使用すること (Jakobs ら, 2002) (表 4.2c) である。心電図同期管電流変調方式の使用により、心拍数によって実効線量が 20 ~ 50% 低減したと報告されている (Jakobs ら, 2002)。最近の研究でもやはり、冠動脈 CT 造影に伴う放射線量を低減するために患者の体格に基づく管電流の変調が使用されている (Jung ら, 2003)。この報告の著者らは、30 名の患者の冠動脈 CT 画像に人工ノイズを付加した。著者らは、体重に基づく管電流の調整により容認できる画質で実効線量の低減 (男性に関して 17.9%, 女性に関して 26.3%) を達成できたことを強調している。したがって、冠動脈カルシウム定量のための CT スキャンを受ける患者に対しては、低い mAs 値, 低い kVp 値や心電図同期管電流変調方式のうちの 1 つ以上を採用することにより、放射線量を減らすことができる。

(133) 冠動脈カルシウム定量目的の CT に関する放射線量の低減は、低い一定の管電流または心電図同期管電流変調方式を用いることにより達成できる。Shemesh ら (2005) による最近の研究では、165mAs と 55mAs における冠動脈カルシウムスコアの間に強い相関 ( $r=0.9$ ,  $p<0.01$ ) があった (表 4.2a)。表 4.2a のデータは、あるメーカーの特定の CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式または別のメーカーの装置型式に対しては適合しない可能性がある。

(134) 表 4.2b は、痩せた患者に対して心電図同期管電流変調方式と (ほとんどの施設で用いられている管電圧 120kVp に対して) 80kVp を用いた冠動脈 CT 向けの低線量パラメータの使用例を示している。より低い値の kVp 値は、大柄の患者に用いられた場合、不十分な信号量や高い画像ノイズをもたらす可能性がある (Abada ら, 2006)。実効線量は概略値が示されている。表 4.2b のデータは、あるメーカーの特定の CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式または別のメーカーの装置型式に関しては適合しない可能性がある。

(135) 心電図同期管電流変調方式は、放射線量の低減に役立つが、心拍数が低い方がより効果的である。表 4.2c は、患者の体格を合わせた上で、変調を行わずに実施した CT に対する心電図同期管電流変調方式を用いた場合の線量 (実効線量) の低減 (女性に関しては 44%, 男性に関しては 47%) についてまとめている (Jakobs ら, 2002)。実効線量の値は、小数第 1 位未満で四捨五入されている。双方の列のデータも、あるメーカーの特定の CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式または別のメーカーの装置型式に関しては適合しない可能性がある。

#### 4.3.3 CT コロノグラフィ検査

(136) CT コロノグラフィ検査は、結腸直腸癌のスクリーニング技術として次第に多用されるようになりつつある。スクリーニング業務向けにどのスキャン技術を推奨するかを明確に

することは関連専門学会の責任である。委員会はもっぱら放射線量についてだけを懸念している。陽性病巣の誤認数を減らし、病巣とポリープの違いを見極めるため、CT コロノグラフィ検査に関しては普通2回スキャンが行われるが、これにより放射線量が増加することになる。複数のスクリーニング技術を用いてリスクを減らす必要があるが、空気による膨満部や造影された糞便（経口造影剤が付着した糞便）と結腸壁の間に高い固有のコントラストが存在するため、CT コロノグラフィ検査ならではの放射線量を減らす余地が残されている。

(137) 通常の腹部CT検査に比べれば、CT コロノグラフィ検査ははるかに低い線量で実施できる。実際、CT コロノグラフィ検査に伴う線量を減らすために、ビームピッチを増加させる (Vogt ら, 2004), より低い管電流を用いる (Iannaccone ら, 2003) およびより低い管電圧を用いる (Capunay ら, 2005) など、いくつかの方法が採用されてきている。近年、CT コロノグラフィ検査に伴う放射線量を減らすためにAECの適用について報告されている (Graser ら, 2006)。したがって、MDCTでコロノグラフィ検査を受ける患者の場合、低いmAs値とより高い重なり合いのないピッチ、低いkVp値、およびAECを用いることにより、放射線量を大幅に低減することができる。

(138) Iannaccone ら (2003) は、非常に低い管電流 (10 実効 mAs) を使うことにより、CT を2回行う (同じ身体部位においてCTスキャンが2回行われる) にもかかわらず、CT コロノグラフィ検査に関する線量を大幅に減らせることを示している。約2~3mSvという実効線量は、位置決めスキャンに関わる線量と仰臥位および腹臥位のCT撮影に関わる線量を合わせた合計線量である。CT コロノグラフィ検査の小児への適用に関しては、より低いkVp値とより低いmAs値を用いることによりさらに線量を低減することができる (Capunay ら, 2005)。

#### 4.3.4 外傷に関するCT

(139) 外傷は、断層画像の主要な適応であり、米国だけで毎年800万件を超えるCTまたはMRI検査が行われている (Kalra ら, 2005c; McCaig と Burt, 2004)。CTは、頭部、頸部、胸部、腹部または骨盤に外傷がある患者に選択される検査になっている。しかしながら、いくつかの研究では外傷CTに関するプロトコルについて報告し、救急におけるCTの過度の使用について懸念を表明している (Hadley ら, 2006; Kortensniemi ら, 2006)。Hadley ら (2006) は、米国放射線医学会 (ACR) の外傷用CTに関する妥当性基準を適用することで、実効線量を約44%、撮影コストを39%減らす上で役立っていると報告した。同研究は、患者の実効線量推定値が16mSvであることも報告している。

(140) CT検査は外傷患者に関する貴重な情報を提供している。したがって、救急医療や代替の撮影手段では患者の処置に必要な情報を提供できない状況においては、線量低減に対する配慮は撮影と診断の速さに次ぐものとすべきである。外傷に対するCTの放射線量を低減す



るための最も重要な取り組みは、放射線を用いない撮影、あるいは低放射線量の撮影技術に対して患者に適切な撮影を選択することと患者の優先順位を決めること（実際的な場合には）である（Hadley ら, 2006）。放射線量は、同じ関心部位を撮影する回数に伴って増加する。したがって、撮影回数の限定および画像取得に関する「重要度が低い」患者に対する放射線量の低減に向けて努力しなければならない（Stuhlfaut ら, 2006）。

(141) 多くの場合、外傷を持つ患者は、同一の検査中に、頸部、胸部、腹部と骨盤、または胸部と腹部などの隣接する複数の重要部位のスキャンを受ける。オーバーレンジングにより、ヘリカルスキャンの最初と最後では検出器に入射しないごく一部の X 線ビームがある。これらの利用されない X 線は、患者に対する放射線量の追加をもたらし、その度合いは CT 検査時に撮影されるシリーズ数の増加に伴って増加する。また、患者の放射線量は、関心のある身体部位の間で（胸部および腹部 CT の場合は横隔膜のレベルで）らせんが重なり合うことによっても増加する。したがって、すべてに優先するような臨床症状（例えば、呼吸停止）がない限り、CT 検査中に撮影するシリーズ数は限定すべきである。Ptak ら (2003) は、シングルパス（シングルラン）の全身 CT 検査による DLP は個々の身体部位別スキャン（頭部、頸部、胸部、腹部および骨盤に対するマルチヘリカル式の従来型分割 CT プロトコル）の DLP の総和に比べて 17% 低くなることを報告している。

#### 4.3.5 尿路 CT

(142) 世界中の多くの医療施設、とりわけ米国において、結石のような尿路の診断に関して CT が従来の X 線撮影や静脈性尿路造影に取って代わった（Akbar ら, 2004）。CT は確かに尿路に関する貴重な情報を提供するが、多くの場合、良性疾患の患者が追加の経過観察 CT 検査を受け、放射線量を高めることになる（Katz ら, 2006）。

(143) 患者とファントムに関するいくつかの研究によると、「放射線不透過性」つまり密度の高い結石は軟部組織である背景構造に対して高いコントラストを提供するため、尿路結石は低線量 CT によって画像化できるということが実証されてきた（Kluner ら, 2006; Kalra ら, 2005a）。腎臓結石症は良性疾患であるため、若い患者の線量を低減し、診断のために実施される CT 検査の回数を限定するようあらゆる努力を払わなければならない。結石プロトコル CT に関わる放射線量は、より低い管電流時間積（Kluner ら, 2006）と AEC（Kalra ら, 2005a）を用いることによって低減することができる。尿路結石を有する患者の線量を低減するために（通常の腹部 CT に比べて）低めの管電流と AEC を用いることに加えて、すべての良性疾患プロセスについて経過観察あるいは反復 CT スキャンに関する適応を慎重に判断しなければならない。

表 4.3 CT 透視下生検を受ける小児に対する線量低減のための低管電流の使用例 (Heyer ら, 2005)

スキャンパラメータ	低線量 CT 透視下生検
臨床症状	小児における慢性感染性間質性肺疾患
装置	4 列 MDCT
mAs 値 (実効値)	20
kVp 値	120
検出器構成	5×2mm
スキャン範囲	関心部位 (10mm)
最大画像数	4
スライス厚	10mm
実効線量 (平均値および範囲)	0.83 (0.38 ~ 1.4) mSv

#### 4.3.6 CT ガイド下手技

(144) CT ガイド下手技は、患者と処置を行う放射線科スタッフの放射線量に関して特別な課題を提起している。ほとんどの場合、関心のある領域に対して 2 回以上のスキャンが行われる。CT 透視法を用いる場合、患者と装置ガントリー内にいる放射線科医の放射線量が懸念される (表 4.3)。CT ガイド下手技による処置時の線量については、スキャン長の限定、mAs 値と透視時間の短縮、ならびに放射線を用いない代替ガイド手法 (例えば、超音波検査) の使用によって低減できるという根拠が示されている (Heyer ら, 2005)。CT 透視法による患者と医師の放射線量の低減に向けて努力しなければならない。

(145) 管電流を下げるか、またはスキャン範囲を限定することにより、CT ガイド下生検による放射線量を減らすことができる。表 4.3 に、CT ガイド下生検を受ける小児に対する線量低減のための低管電流の使用例をまとめて示した (Heyer ら, 2005)。表 4.3 のデータは、あるメーカーの特定の CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式もしくは別のメーカーの装置型式に関しては適合しない可能性がある。

#### 4.3.7 小児に対する CT

(146) 小児は、成人に比べて、放射線によって誘発される発がんのリスクに対する感度が高い。したがって、放射線科医、医学物理士および撮影担当技師は、小児の撮影を行うときには CT スキャンプロトコルに特別な注意を払わなければならない。小児と小柄な成人の放射線量は、検査によって得られる診断情報に影響を及ぼさずに減らすことができる。画像ノイズは X 線ビームの減弱に比例し、減弱はスキャンされる身体部位を X 線が通過する距離によって影響を受ける。スキャンパラメータ (mAs 値、kVp 値) は患者の体重や年齢に合わせて調整することができる (Frush ら, 2002)。もう 1 つの方法として、AEC も、小児の放射線量を減らすために用いることができる (Greess ら, 2002, 2004)。

(147) 小児の放射線量低減に関する最近の検討において、Vock (2005) はこの目的を達成するための方法をいくつか推奨している。すなわち、CT 検査の正当化を厳密に行うこと、診断情報を得ることができる場合にはノイズが大きいても許容すること、スキャンプロトコルを小児向けに変更すること、必要に応じてスキャン長を最短とすること、同じ部位の繰り返しスキャンを減らすことである。小児外傷の CT 評価に関する最近の研究は、過半数の検査は正常であることを示唆している (Fenton ら, 2004)。経過観察用 CT 検査に関しては、放射線量を減らすために、臨床症状によってスキャン範囲を制限することもできる。Jimenez ら (2006) は、嚢胞性線維症に罹った患者の経過観察用 CT に関してスキャン範囲を 1 回当たり 6 枚の画像だけに限定することにより DLP を大幅に (55%) 減らすことができたことを報告している。小児に関しては、線量低減方法に体格または年齢に合わせたスキャンプロトコルを使用することを含めなければならない、また、成人の CT プロトコルを小児の CT に適用するようなことは決してあってはならない。

#### 4.3.8 妊娠中の患者の CT

(148) 妊娠中の患者の CT スキャンに関して一般的な適応は、虫垂炎、肺塞栓症および尿路結石の疑いである。胎児の放射線量をできるだけ少なくするために、放射線を用いない代替撮影法によって診断情報を得ることができるかどうかについて適切に判定することが重要である。また放射線科医と担当医師は、直ちにスキャンする必要があるのか、それとも分娩後までスキャンを延期できるのかどうかについても判断しなければならない。例えば肺塞栓症疑いに関する胸部 CT のような、腹部や骨盤外の身体部位のスキャンに関しては、ほとんどの散乱放射線は内部散乱によって生じるので遮へいが必須というわけではない。腹部-骨盤 CT に関しては、胎児線量を減らすようにスキャンパラメータを選択しなければならない (例えば、ビームコリメーションとピッチ、より低い mAs 値、kVp 値ならびにスキャン範囲)。虫垂炎が疑われる妊娠中の患者の CT に関しては、スキャン範囲を必要な身体組織に限定することが特に重要であり、(造影剤の有無による) デュアル・パス検査は避けるべきである (Wagner と Huda, 2004; Ames Castro ら, 2001)。「ステップ・アンド・スキャン方式のプロトコル」は、関心部位のスキャンが終わったときに検査を終了させる上で役立つ場合がある (Wagner と Huda, 2004)。同様に、妊娠中の患者の腎臓結石に関する CT の場合には、低い mAs 値、大きなピッチおよび制限したスキャン範囲を用いることにより、検査品質を大きく損なわずに胎児線量を減らすことができる (Forsted と Kalbhen, 2001)。

(149) 表 4.4 は、妊娠中の CT 検査で最もよくある症状の肺塞栓症、虫垂炎および腎臓結石が疑われる患者の撮影に対して、この施設で用いられているプロトコルを使ったファントム検査の結果を要約している。(Hurwitz ら, 2006)。さまざまなプロトコルを用いた場合のこの種のデータは不足しており、患者線量の管理に関する情報も不足している。放射線量は、妊婦

**表 4.4 ある CT 施設において肺塞栓症、虫垂炎および腎臓結石が疑われる妊娠中の患者の撮影に適用されている代表的なスキャンプロトコルと放射線量のまとめ (Hurwitz ら, 2006)**

スキャンパラメータ	肺塞栓症	虫垂炎	腎臓結石
装置	16 列 MDCT	16 列 MDCT	16 列 MDCT
mA 値	380	340	160
ガントリー回転時間	0.8 s	0.5 s	0.5 s
kVp 値	140	140	140
ピッチ	1.375 : 1	1.75 : 1	1.75 : 1
検出器形状	16 × 1.25 mm	16 × 0.625 mm	16 × 0.625 mm
スキャン範囲	胸部	腹部 - 骨盤	腹部 - 骨盤
スライス厚	2.5 mm	—	2.5 mm
3 か月胎児線量	0.7 mGy	20 ~ 40 mGy	4 ~ 7 mGy

を模擬した人体等価ファントムを用いて評価された。表 4.4 のどの列のデータも、あるメーカーの特定の CT 装置に関するものであり、同じメーカーの他の型式または別のメーカーの装置型式に関しては適合しない可能性がある。

#### 4.4 将来の方向性

(150) CT 装置メーカーと研究者は、線量効率に優れた技術の開発に相当な努力を注いできた。これらの努力にもかかわらず、MDCT の利用増加に伴って、CT による集団線量は増加の一途をたどってきている。さまざまな臨床上の検査適応（例えば、診断、ステージングおよび経過観察）に関する CT のガイドラインを策定するためには、RCR (2006) に沿った継続的な取り組みが必要である。AEC やその他の線量管理方法の改善には今後も注目していく必要がある。患者線量の管理に関して医師、技術者および医学物理士を教育するために国際組織の、また国内および地域組織の継続的な努力が必要である。CT の代替手段として適時に同等の情報を提供できる、放射線を使用しない撮影技術の研究開発が必要である。現在のところ、コンビーム CT (CBCT) の線量について他の撮影装置と比較できるような公開データが不足している。CBCT は有望な撮影診断法であると考えられ、近い将来多くの改善が期待できであろう。撮影装置の改善は、患者線量管理の必要性と放射線量情報を取得する必要性を認識して行うべきである。

## 4.5 参考文献

- Abada, H.T., Larchez, C., Daoud, B., et al., 2006. MDCT of the coronary arteries: Feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *Am. J. Roentgenol.* **186** (6 Suppl. 2), 387–390.
- ACR(American College of Radiology), 2000. ACR Appropriateness Criteria 2000. *Radiology* **215** (Supp.), 1–1511).
- Akbar, S.A., Mortelet, K.J., Baeyens, K., et al., 2004. Multidetector CT urography: techniques, clinical applications, and pitfalls. *Semin. Ultrasound CT MR.* **25**, 41–54.
- Ames Castro, M., Shipp, T.D., Castro, E.E., et al., 2001. The use of helical computed tomography in pregnancy for the diagnosis of acute appendicitis. *Am. J. Obstet. Gynecol.* **184**, 954–957.
- Brenner, D., Elliston, C., Hall, E., et al., 2001. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from paediatric CT. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 289–296.
- Capunay, C.M., Carrascosa, P.M., Bou-Khair, A., et al., 2005. Low radiation dose multislice CT colonography in children: Experience after 100 studies. *Eur. J. Radiol.* **56**, 398–402.
- Diederich, S., Lenzen, H., Windmann, R., et al., 1999. Pulmonary nodules: Experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* **213**, 289–298.
- Diederich, S., Wormanns, D., Lenzen, H., et al., 2000. Screening for asymptomatic early bronchogenic carcinoma with 50% reduced-dose CT of the chest. *Cancer.* **89**, 2483–2484.
- EC, 2000b. European Commission. Referral guidelines for imaging. Radiation protection 118. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- Fenton, S.J., Hansen, K.W., Meyers, R.L., et al., 2004. CT scan and the paediatric trauma patient – are we overdoing it? *J. Pediatr. Surg.* **39**, 1877–1881.
- Forsted, D.H., Kalbhen, C.L., 2001. CT of pregnant women for urinary tract calculi, pulmonary thromboembolism, and acute appendicitis. *Am. J. Roentgenol.* **178**, 1285–1286.
- Frush, D.P., Soden, B., Frush, K.S., et al., 2002. Improved paediatric multi-detector body CT using a size-based color-coded format. *Am. J. Roentgenol.* **178**, 721–726.
- Graser, A., Wintersperger, B., Suess, C., et al., 2006. Dose reduction and image quality assessment in MDCT colonography by tube current modulation. *Am. J. Roentgenol.* **187**, 695–701.
- Greess, H., Nomayr, A., Wolf, H., et al., 2002. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur. Radiol.* **12**, 1571–1576.
- Greess, H., Lutze, J., Nomayr, A., et al., 2004. Dose reduction in subsecond multi-slice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur. Radiol.* **14**, 995–999.
- Hadley, J.L., Agola, J., Wong, P., 2006. Potential impact of the American College of Radiology appropriateness criteria on CT for trauma. *Am. J. Roentgenol.* **186**, 937–942.
- Heyer, C.M., Lemburg, S.P., Kagel, T., et al., 2005. Evaluation of chronic infectious interstitial pulmonary disease in children by low-dose CT-guided trans-thoracic lung biopsy. *Eur. Radiol.* **15**, 289–295.
- Hollingsworth, C., Frush, D.P., Cross, M., et al., 2002. Helical CT of the body: A survey of techniques used for paediatric patients. *Am. J. Roentgenol.* **180**, 401–406.
- Honnef, D., Wildberger, J.E., Stargardt, A., et al., 2004. Multi-slice spiral CT (MSCT) in paediatric radiology: Dose reduction for chest and abdomen examinations. *RöFo.* **176**, 1021–1030.
- Hurwitz, L.M., Yoshizumi, T., Reiman, R.E., et al., 2006. Radiation dose to the fetus from body MDCT during early gestation. *Am. J. Roentgenol.* **186**, 871–876.
- Iannaccone, R., Laghi, A., Catalano, C., et al., 2003. Detection of colorectal lesions: Lower-dose multidetector row helical CT colonography compared with conventional colonoscopy. *Radiology* **229**, 775–781.
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87, *Ann. ICRP* **30**(4).

- Ikura, H., Shimizu, K., Ikezoe, J., et al., 2004. In vitro evaluation of normal and abnormal lungs with ultra-high-resolution CT. *J. Thoracic Imaging*. **19**, 8–15.
- Jakobs, T.F., Becker, C.R., Ohnesorge, B., et al., 2002. Multi-slice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur. Radiol.* **12**, 1081–1086.
- Jimenez, S., Jimenez, J.R., Crespo, M., et al., 2006. Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. *Arch. Dis. Child.* **91**, 388–390.
- Jung, K.J., Lee, K.S., Kim, S.Y., et al., 2000. Low-dose, volumetric helical CT: Image quality, radiation dose, and usefulness for evaluation of bronchiectasis. *Invest. Radiol.* **35**, 557–563.
- Jung, B., Mahnken, A.H., Stargardt, A., et al., 2003. Individually weight-adapted examination protocol in retrospectively ECG-gated MSCT of the heart. *Eur. Radiol.* **13**, 2560–2566.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., Toth, T.L., et al., 2004d. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* **233**, 649–657.
- Kalra, M.K., Maher, M.M., D' Souza, R.V., et al., 2005a. Detection of urinary tract stones at low-radiation-dose CT with z-axis automatic tube current modulation: Phantom and clinical studies. *Radiology* **235**, 523–529.
- Kalra, M.K., Rizzo, S.M., Novelline, R.A., 2005c. Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques. *Emerg. Radiol.* **11**, 267–274.
- Katz, S.I., Saluja, S., Brink, J.A., et al., 2006. Radiation dose associated with unenhanced CT for suspected renal colic: Impact of repetitive studies. *Am. J. Roentgenol.* **186**, 1120–1124.
- Kluner, C., Hein, P.A., Gralla, O., et al., 2006. Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal and ureteral calculi? *J. Comput. Assist. Tomogr.* **30**, 44–50.
- Kortesniemi, M., Kiljunen, T., Kangasmaki, A., 2006. Radiation exposure in body computed tomography examinations of trauma patients. *Phys. Med. Biol.* **51**, 3269–3282.
- Leader, J.K., Warfel, T.E., Fuhrman, C.R., et al., 2005. Pulmonary nodule detection with low-dose CT of the lung: Agreement among radiologists. *Am. J. Roentgenol.* **185**, 973–978.
- Lee, C.I., Haims, A.H., Monico, E.P., et al., 2004. Diagnostic CT scans: Assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology* **231**, 393–398.
- Lee, C.I., Flaster, H.V., Haims, A.H., et al., 2006. Diagnostic CT scans: Institutional informed consent guidelines and practices at academic medical centers. *Am. J. Roentgenol.* **187**, 282–287.
- McCaig, L.F., Burt, C.W., 2004. National Hospital ambulatory medical care survey: 2002 Emergency department summary. *Adv. Data.*, 29–34.
- Michel, J.L., Reynier, C., Avy, G., et al., 2001. An assessment of low-dose high resolution CT in the detection of benign asbestos-related pleural abnormalities. *J. Radiol.* **82**, 922–923.
- Miyazaki, O., Kitamura, M., Masaki, H., et al., 2005. Current practice of paediatric MDCT in Japan: Survey results of demographics and age-based dose reduction. *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi.* **65**, 216–223.
- Moss, M., McLean, D., 2006. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australas. Radiol.* **50**, 33–40.
- Mulkens, T.H., Bellinck, P., Baeyaert, M., et al., 2005. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimisation in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* **237**, 213–223.
- Picozzi, G., Paci, E., Lopez Pegna, A., et al., 2005. Screening of lung cancer with low dose spiral CT: Results of a three-year pilot study and design of the randomised controlled trial “Italung-CT”. *Radiol. Med.* **109**, 17–26, Torino.
- Prasad, S.R., Wittram, C., Shepard, J.A., et al., 2002. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *Am. J. Roentgenol.* **179**, 461–465.
- Ptak, T., Rhea, J.T., Novelline, R.A., 2003. Radiation dose is reduced with a single-pass whole-body multi-detector row CT trauma protocol compared with a conventional segmented method: Initial

- experience. *Radiology* **229**, 902–905.
- Ravenel, J.G., Scalzetti, E.M., Huda, W., et al., 2001. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *Am. J. Roentgenol.* **177**, 279–284.
- RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- RCR, 2006. Recommendations for Cross-Sectional Imaging in Cancer Management. Ref. no. RCR(06)1, second ed. The Royal College of Radiologists, London.
- Remy-Jardin, M., Sobaszek, A., Duhamel, A., et al., 2004. Asbestos-related pleuropulmonary diseases: Evaluation with low-dose four-detector row spiral CT. *Radiology* **233**, 182–190.
- Shemesh, J., Evron, R., Koren-Morag, N., et al., 2005. Coronary artery calcium measurement with multidetector row CT and low radiation dose: Comparison between 55 and 165 mAs. *Radiology* **236**, 810–814.
- Siegel, M.J., Schmidt, B., Bradley, D., et al., 2004. Radiation dose and image quality in paediatric CT: Effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* **233**, 515–522.
- Sigal-Cinqualbre, A.B., Hennequin, R., Abada, H.T., et al., 2004. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: Feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* **231**, 169–174.
- Stuhlfaut, J.W., Lucey, B.C., Varghese, J.C., et al., 2006. Blunt abdominal trauma: Utility of 5-minute delayed CT with a reduced radiation dose. *Radiology* **238**, 473–479.
- Thomas, K.E., Parnell-Parmley, J.E., Haidar, S., et al., 2006. Assessment of radiation dose awareness among paediatricians. *Pediatr. Radiol.* **36**, 823–832.
- USPAC, 1997. US President's Advisory Commission on Consumer Protection and Quality in the Health Care Industry, Consumer Bill of Rights and Responsibilities. Report to the President of the United States (<http://www.hcqualitycommission.gov/cborr/>).
- Vock, P., 2005. CT dose reduction in children. *Eur Radiol.* **15**, 2330–2340 (Erratum in: *Eur Radiol.* **15**, 2383–2384.).
- Vogt, C., Cohnen, M., Beck, A., et al., 2004. Detection of colorectal polyps by multi-slice CT colonography with ultra-low-dose technique: comparison with high-resolution videocolonoscopy. *Gastrointest. Endosc.* **60**, 201–209.
- Wagner, L.K., Huda, W., 2004. When a pregnant woman with suspected appendicitis is referred for a CT scan, what should a radiologist do to minimise potential radiation risks? *Pediatr. Radiol.* **34**, 589–590.
- Wendel, F., Jenett, M., Geib, A., et al., 2005. Low-dose CT in neutropenic patients with fever of unknown origin. *RöFo.* **177**, 1424–1429.
- Wormanns, D., Ludwig, K., Beyer, F., et al., 2005. Detection of pulmonary nodules at multi-detector row CT: Effectiveness of double reading to improve sensitivity at standard-dose and low-dose chest CT. *Eur. Radiol.* **15**, 14–22.
- Yi, C.A., Lee, K.S., Kim, T.S., et al., 2003. Multidetector CT of bronchiectasis: Effect of radiation dose on image quality. *Am. J. Roentgenol.* **181**, 501–505.
- Zaporozhan, J., Ley, S., Weinheimer, O., et al., 2006. Multi-detector CT of the chest: Influence of dose onto quantitative evaluation of severe emphysema: A simulation study. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **30**, 460–468.





## 付録 A. CT に関する線量の記述方法

### A.1 CT 線量指標 (CTDI)<sup>1)</sup>

(A1) 現在、CT に関しては以下に示す 3 種類の線量計測値が利用されている。すなわち、i) weighted CTDI (CTDI<sub>w</sub>) と volume CTDI (CTDI<sub>vol</sub>)、ii) DLP、そして iii) 実効線量である。これらの値は、スキャン範囲の平均吸収線量の指標 (CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub>)、CT 検査全体に関する回転軸に平行な線に沿った吸収線量の積分値 (DLP)、およびさまざまな診断手法による患者線量を比較する方法 (実効線量) を提供するものである。これらの量は MDCT にも適用できる。ただし、CTDI<sub>w</sub> と CTDI<sub>vol</sub> の真の妥当性と正確さについては若干の懸念がある (Brenner ら, 2006; Dixon, 2006; Boone, 2007)。

(A2) CTDI は、CT に関する主要な線量測定概念である (FDA, 1984)。CTDI は、一連の連続した被ばくによる z 軸方向の平均吸収線量を表している。CTDI は、1 回のアキシャル CT スキャン (X 線管の 1 回転) から測定され、吸収線量の積算値を全ビーム幅で除することによって算出される。CTDI は理論上スキャン体積の中央部位内の平均線量を評価するものであり、多重スキャン平均線量 (MSAD) (Shope ら, 1981) と呼ばれ、直接測定することができるが複数回のスキャンが必要となる。CTDI は、より簡便ながらも名目上は MSAD と等価な評価方法を提供し、しかもスキャンを 1 回しか必要としないので、初期の CT の場合かなりの時間の節約に結びついた。

(A3) MSAD と CTDI が等価であるには、線量プロファイルの裾部分を含むあらゆる寄与が CTDI 線量測定に含まれることが必要である。この基準を満足するために必要な厳密な積分範囲は、全ビーム幅と散乱物質の長さによって異なる。

(A4) CTDI の測定のために、長さ 14cm でポリメチルメタアクリレート PMMA あるいは Acrylate もしくは Lucite 製の 2 種類の円筒ファントムが標準化されている。頭部検査に関する CTDI 値を評価するためには直径 16cm のファントムが用いられ、体幹部検査に関する CTDI 値を評価するためには直径 32cm のファントムが用いられる。これらのファントムは一般に、頭部 CTDI ファントム、体幹部 CTDI ファントムとそれぞれ呼ばれている。

(A5) CTDI<sub>100</sub> は、ある単一のアキシャルスキャンにおける線量プロファイルの特定範囲の

---

1) 注記: 委員会は、ICRU によって CT 空気カーマインデックスという量が CTDI に代わって導入されたこと (ICRU, 2006) を承知している。後述の A.5 でこの量について説明する。また、2.1 節の (28) 項も参照されたい。

積分値を必要とする。CTDI<sub>100</sub> の場合、積分範囲は ± 50mm である。これらの値は、市販されている 100mm 長の「ペンシル型」電離箱に対応している (EC, 2000a; Jucius と Kambic, 1977; Pavlicek ら, 1979)。

$$\text{CTDI}_{100} = 1/NT \cdot \int_{-50\text{mm}}^{+50\text{mm}} D(z) dz \quad (\text{A.1})$$

ここで、 $D(z)$  は  $z$  軸方向の線量プロファイル、 $N$  は断層撮影部の数、 $T$  は断層撮影の名目厚さを表す。CTDI<sub>100</sub> は、長さ 100mm で有効体積 3cm<sup>3</sup> の CT 用「ペンシル型」電離箱と標準アクリル製 CTDI ファントム 2 個を用いて得られる。測定は静止した患者寝台を用いて行わなければならない。CT 用電離箱の校正は、標準線量計測施設において、指定されたビーム品質の下で air kerma-length product に関する基準に照らして行うべきである (ICRU, 2006)。

(A6) CTDI は撮影視野にわたって変化し得る。体幹部撮影の場合、CTDI 値は、回転中心よりも表面の方が 2 倍程度高いのが普通である。撮影視野における平均 CTDI は、下式の通り、重み付け CTDI (CTDI<sub>w</sub>) によって与えられる (EC, 2000a; IEC, 2002; Leitz ら, 1995)。

$$\text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_{100, \text{center}} + 2/3 \text{CTDI}_{100, \text{peripheral}} \quad (\text{A.2})$$

(A7) 1/3 および 2/3 という値は、それぞれ中心および周辺部の値によって代表される相対的な面積を近似している (Leitz ら, 1995)。CTDI<sub>w</sub> は、特定の kVp 値と mAs 値に対する装置の放射線出力の有用な指標である。

(A8) volume CTDI (CTDI<sub>vol</sub>) ほとんどの場合、一連のスキャンを含む個別の撮影プロトコルに関する放射線量を表すため、X 線線源の連続回転による放射線量プロファイル間の隙間または重なり合いを考慮に入れることが必要不可欠である。これは、下式の通り、volume CTDI<sub>w</sub> (CTDI<sub>vol</sub>) (IEC, 2002) と呼ばれる線量記述指標を用いることにより達成されている。

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = (N \cdot T / I) \cdot \text{CTDI}_w \quad (\text{A.3})$$

(A9) スパイラル CT の場合、回転当たりの寝台の移動長 ( $I$ ) の全ビーム幅 ( $N \cdot T$ ) に対する比をピッチという。よって、

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{CTDI}_w / \text{ピッチ} \quad (\text{A.4})$$

(A10) CTDI<sub>w</sub> は  $x, y$  方向の平均吸収線量を表すのに対し、CTDI<sub>vol</sub> は  $x, y$  および  $z$  方向の平均吸収線量を表す。CTDI<sub>vol</sub> は MSAD に似ているが、積分範囲 (± 50mm) と測定された放射線被ばく量または空気カーマを空気中の吸収線量に変換するために用いられる  $f$  因子に関して標準化されている。CTDI<sub>vol</sub> は、規格化されたファントムに対する個別の撮影プロトコルの撮影体積中のある位置における平均吸収線量を最もよく表すパラメータである (IEC, 2002)。さまざまな CTDI の SI 単位系の特別な名称はミリグレイ (mGy) である。CTDI<sub>vol</sub> は、例えば

ピッチのようなそれぞれのプロトコルに特有の情報を考慮しているため、個別の検査プロトコルに関する放射線量の有用な指標である。新しいCT装置のコンソールには、CTDI<sub>vol</sub>値をあらかじめ表示しておくことが求められる。成人の頭部検査および小児のCT検査におけるCTDI<sub>vol</sub>の評価には、16cm径のCTDIファントムを用いなければならない。成人の体幹部の検査に対しては、CTDI<sub>vol</sub>は、32cm径のCTDIファントムを用いて測定される（Shrimptonら、2005）。

(A11) CTDI<sub>vol</sub>は、CTDIファントムと類似の減弱特性を持つ対象物のCT撮影において照射される体積内の平均放射線量を評価するものであるが、かなり異なった大きさ、形状もしくは減弱特性を有する対象物の平均線量を正確に表現するものではない。また、CTDI<sub>vol</sub>は、スキャン長とは無関係なので、スキャン体積中に付与された全エネルギーを示すものではない。

## A.2 長さ線量積 (DLP)

(A12) EC (2000a)によると、任意の撮影プロトコルによって加えられる全体のエネルギーをより正確に表すために、CTDI<sub>vol</sub>をスキャン長さにわたって積分して長さ線量積 (DLP)を算出することができる。式は以下に示す。

$$DLP(\text{mGy}\cdot\text{cm}) = \text{CTDI}_{\text{vol}}(\text{mGy}) \cdot \text{スキャン長さ (cm)} \quad (\text{A.5})$$

(A13) DLPは、個別の撮影によって吸収される全エネルギーを反映するものである。したがって、腹部CTと腹部骨盤CTではCTDI<sub>vol</sub>が同一になるかもしれないが、後者の検査の方が撮影する身体範囲が大きいことに伴ってDLPは大きくなる。CTDI<sub>vol</sub>とDLPのような線量指標は、個別の患者が受ける線量（例えば臓器線量）の直接的な測定値ではなく、特定のCT検査に関する参照線量との比較のために（ある患者グループに関する平均値として）用いべきである。

## A.3 臓器線量と実効線量

(A14) 実効線量は、不均等被ばくによる放射線損害を等価な全身被ばくという観点から反映した計算に基づいた量である（ICRP, 1991）。実効線量は、あらゆる年齢の同数の男女から成る集団のデータに基づいている。実効線量の計算には、体内の放射線感受性を考慮した臓器それぞれの吸収線量に関する知識が必要である。これらの吸収線量は一般的には数学的な擬人化モデルを用いたモンテカルロモデルシミュレーションによって得られ、また最近では、献体のCTスキャンから導出されたボクセルファントムからも得ることができる。実効線量はミリシーベルト（mSv）単位で表され、例えば他の診断用放射線検査による放射線やバックグラウン

表 A.1 2000 年代の診断用医療被ばくによる代表的実効線量 (出典: RCR, 2003)

診断手法	代表的実効線量 (mSv)	診断手法	代表的実効線量 (mSv)
<b>従来の X 線手法</b>		<b>CT 検査</b>	
手足および関節 (臀部以外)	<0.01	頭 部	2.0
胸部 (PA フィルム 1 枚)	0.02	胸 部	8
頭蓋骨	0.06	腹部および骨盤	10
胸 椎	0.7	<b>核医学検査</b>	
腰 椎	1.0	肺換気 (Xe-133)	0.3
臀 部	0.4	肺血流 (Tc-99m)	1
骨 盤	0.7	腎臓 (Tc-99m)	1
腹 部	0.7	甲状腺 (Tc-99m)	1
IVU	2.4	骨 (Tc-99m)	4
食道造影	1.5	心電図同期型心臓動態検査 (Tc-99m)	6
上部消化管造影	2.6	頭部 PET (F-18 FDG)	5
小腸造影	3		
注腸造影	7.2		

ド放射線 (例えば、地殻や宇宙からの放射線) などのさまざまな放射線源による被ばくを比較する上で有用である。バックグラウンド線源の合計に関する実効線量の年間値は通常 1 ~ 3 mSv/年程度であり、地域によって異なっている。一般の CT 検査と CT 以外の検査に関わる代表的な実効線量の値を表 A.1 に示す。

(A15) 実効線量の計算には個々の装置特性に関する具体的な知識が必要であるが、下式の関係を用いて装置の種類には無関係に実効線量の推測値を得ることができる (EC, 2000a)。

$$\text{実効線量} = k \cdot \text{DLP} \quad (\text{A.6})$$

ここで、k は身体部位によって異なる変換係数 ( $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ ) である (表 A.2)。

(A16) 表 A.2 では、成人の頭部と頸部ならびに小児患者に対する換算係数は 16 cm 径の頭部 CTDI ファントムを使うことを想定している。他のすべての換算係数は 32 cm 径の CTDI ファントムを使うことを想定している。

(A17) 実効線量は (あらゆる年齢の同数の男女から成る集団に関する) 放射線防護の参照値として使用するものであり、したがって疫学的評価に用いてはならないし、人の被ばくに関する遡及的なリスク評価に用いてもならないことを、委員会は強調したい。特定の臓器と組織は他のものと比べて放射線に対する感受性が高いことが知られており、また放射線リスクは年齢と性別によって異なることが知られている。したがって、このような放射線リスク評価には、

表 A.2 さまざまな身体領域に関する成人（標準体形）およびさまざまな年齢の小児患者に関する DLP 当たりの実効線量変換計数 (Bongartz ら, 2004, Shrimpton ら, 2006)

身体領域	k (mSv·mGy <sup>-1</sup> ·cm <sup>-1</sup> )				
	0 歳児	1 歳児	5 歳児	10 歳児	成人
頭部および頸部	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
頭 部	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
頸 部	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
胸 部	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
腹部および骨盤	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
胴 体	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

最も適切な生物学的効果比ならびに臓器、年齢および性別によって異なるリスク情報とともに臓器や組織の吸収線量を用いるべきである。実効線量は、予測的な放射線防護のためにのみ有効なものである。患者の被ばくを評価するために実効線量を使うことには、厳しい制限がある。実効線量が何らかの価値を持つのは、さまざまな診断手法による線量を比較する場合、さまざまな病院や国における類似の技術や手法の使用を比較する場合、ならびに同じ医療検査に対して適用される異なった技術を比較する場合である。しかしながら、患者に関わる被ばくの計画や CT 検査に関するリスク－便益評価については、臓器や組織の平均吸収線量の方がより適切な量である。

## A.4 線量評価手法

(A18) 装置によっては、さらに DLP を表示するものがある。最新の CT 装置は、撮影のたびに CTDI<sub>vol</sub> 情報を表示しなければならないようになっている (IEC, 2002)。これらの値から、上記のように実効線量の推定値を得ることができる。臓器線量と組織線量をさらに完全に計算するには、モンテカルロシミュレーションによるデータを用いなければならない。このようなデータは、例えば英国の NRPB (Jones と Shrimpton, 1993) やドイツの GSF (Zankl ら, 1991; Zankl ら, 1993; Zankl と Wittmann, 2001) のような各種の情報源から取得することができる。CT 検査において照射されるスライスごとの目的臓器や組織の吸収線量を積分するために、いくつかのコンピュータプログラムが開発されてきている (Kalender ら, 1999a; Stamm と Nagel, 2002, および [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org) から入手できる)。ただし、これらの線量計算プログラムは、標準的な体格の成人を想定しており、患者による体型のばらつきは考慮に入れていない。モンテカルロシミュレーションによって得られる換算係数は、代表的な臓器線量や組織線量を評価するために装置の回転軸上の (自由空気中の) 吸収線量の値を必要とするのが一般的である。

## A.5 CT 線量測定の後

(A19) 最近の ICRU Report 74 (ICRU, 2006) には、CT 線量計測に用いられるものを含め、さまざまな用途別の計測量が記載されている。名称および用途の曖昧さを避けるために、新しい記号群が定義された。ICRU (2006) は、CT の線量計測のために推奨された計測量は暫定的なものであると述べている。

(A20) ICRU (2006) に示されている CT 線量計測用の計測量および記号は以下の通りである。a) 自由空気中の CT air kerma index ( $CK$ )。単一のスライスに対する 1 回転についての CT 装置の回転軸に沿った空気カーマプロファイルの積分量を名目スライス厚で除した量。b) 標準 CTDI ファントムの CT air kerma index ( $CK_{PMMA}$ )。CK によく似た定義であるが、空気中ではなく、PMMA 製の頭部ファントムもしくは体幹部ファントム内部の空気カーマ分布に関する量。c) weighted CT air kerma index ( $CK_{PMMA,w}$ )。本文書の A.1 に示す  $CTDI_w$  の定義に類似したものである。d) 空気カーマ・長さ積 ( $P_{KL}$ )。CT 装置の回転軸に平行な線上における空気中の空気カーマの積分量。e) 標準ファントムにおける CT air kerma-length product ( $P_{KL,CT}$ )。標準 CTDI ファントム内部における測定に関して  $P_{KL}$  と同様に定義された量。

(A21) 上記計測の測定は、有効容積の全長にわたって均一な応答を示すよう設計されたペンシル型電離箱の使用に主として依存している。CT の技術的發展—特に広範囲のボリュームスキャンを考えると、100mm 長の検出器 (電離箱) を用いた基本測定は将来不適当なものになることは確実であろう。

## A.6 参考文献

- Bongartz, G., Golding, S.J., Jurik, A.G. et al., 2004. European Guidelines for Multislice Computed Tomography. European Commission. (also available at [http://www.msct.eu/CT\\_Quality\\_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria](http://www.msct.eu/CT_Quality_Criteria.htm#Download%20the%202004%20CT%20Quality%20Criteria)).
- Boone, J.M., 2007. The trouble with  $CTDI_{100}$ . *Med. Phys.* **34**, 1364–1371.
- Brenner, D.J., McCollough, C.H., Colin, G.O., 2006. It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimisation. *Med. Phys.* **33**, 1189–1191.
- Dixon, R.L., 2006. Restructuring CT dosimetry – A realistic strategy for the future. Requiem for the pencil chamber. *Med. Phys.* **33**, 3973–3976.
- EC, 2000a. European Commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg.
- FDA, 1984. Diagnostic x-ray systems and their major components. United States FDA Code of Federal Regulations, 21 CFR 1020.33, US Nuclear Regulatory Commission, US Govt. Printing Office, Washington DC.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Ann. ICRP* **21**(1–3).
- ICRU, 2006. Patient dosimetry for X rays used in medical imaging, ICRU Report 74. International

- Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, USA.
- IEC, 2002. Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland.
- Jones, D.G., Shrimpton, P.C., 1993. Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques, NRPB-SR250, Chilton, UK.
- Jucius, R.A., Kambic, G.X., 1977. Radiation dosimetry in computed tomography. Application of optical instrumentation in medicine, Part VI. Proceedings of the Society of Photo Optical Instrumentation in Engineering 127, 286–295.
- Kalender, W.A., Schmidt, B., Zankl, M., et al., 1999a. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* **9** (3), 555–562.
- Leitz, W., Axelsson, B., Szendro, G., 1995. Computed tomography dose assessment: A practical approach. *Radiat. Prot. Dosimetry* **57**, 377–380.
- Pavlicek, W., Horton, J., Turco, R., 1979. Evaluation of the MDH Industries, Inc. pencil chamber for direct beam CT measurements. *Health Phys.* **37**, 773–774.
- RCR, 2003. Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology: Guidelines for Doctors. Ref. no. RCR(03)3, fifth ed. The Royal College of Radiologists, London.
- Shope, T.B., Gagne, R.M., Johnson, G.C., 1981. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* **8**, 488–495.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. NRPB-W67. National Radiological Protection Board, Oxon.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.C., Lewis, M.A., et al., 2006. National survey of doses in the UK: 2003. *Br. J. Radiol.* **79** (948), 968–980.
- Stamm, G., Nagel, H.D., 2002. CT-expo – a novel program for dose evaluation in CT. *RöFo* **174**, 1570–1576, German.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G., 1991. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VI: Organ doses from computed tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91, GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Panzer, W., Drexler, G., 1993. Tomographic anthropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in paediatric radiology. GSF-Bericht 30/93, GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Institut für Strahlenschutz, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Wittmann, A., 2001. The adult male voxel model “Golem” segmented from whole-body CT patient data. *Radiat. Environ. Biophys.* **40**, 153–162.





ICRP Publication 102  
MDCTにおける患者線量の管理

---

2014年3月31日 初版第1刷発行

監修 米 倉 義 晴  
翻訳 宮 崎 治・赤 羽 正 章  
村 松 禎 久・堀 内 哲 也  
編集 ICRP 勧告 翻訳 検討 委員会

発行 公益社団法人日本アイソトープ協会  
〒113-8941 東京都文京区本駒込二丁目28番45号  
電 話 学術・出版 (03)5395-8082  
U R L <http://www.jrias.or.jp>

発売所 丸善出版株式会社

© The Japan Radioisotope Association, 2014 Printed in Japan

---

印刷・製本 株式会社 フォレスト

ISBN 978-4-89073-241-8 C3347

# 日本アイソトープ協会の ICRP 勧告日本語版

左端の数字は、ICRP Publications のシリーズナンバー。(仮)は、翻訳中または翻訳予定。  
【 】は発行年。右端の\*は ISBN (頭に 978-4-89073-をつけてください)。価格は本体価格。

## ◇ 防護全般 ◇

### 103 国際放射線防護委員会の 2007 年勧告

世界の放射線防護の指針である ICRP の基本勧告。1990 年勧告の改訂版。本勧告から、計画/現存/緊急時という 3 つの被ばく状況に基づく体系へと移行した。また、線量制限値を 3 段階の枠で示している。1990 年以降の物理学・生物学の進歩を取り入れ、放射線加重係数と組織加重係数、放射線損害を一部更新。その背景を付属書 A・B で紹介。 \* 202-9  
【2009 年】 3500 円

### 60 国際放射線防護委員会の 1990 年勧告

現在の放射線防護に関する法令等に、世界各国で自国の事情に合わせて反映されている勧告。「行為」と「介入」というプロセスに基づく防護体系を構築。この勧告から、作業者の線量限度が従来の年間 50 mSv から 5 年間の平均で年当たり 20 mSv (5 年につき 100 mSv) \* 055-1  
に変更された。生物影響から新しい線量限度の設定に至る過程を付属書に詳述。【1991 年】 2718 円

## ◇ 放射線医学の防護全般 ◇

※防護全般も参照

### 105 医学における放射線防護

2007 年勧告 (Publ.103) ・第 7 章で示した医療被ばくの特殊性と患者等の防護体系を詳しく解説している。付属書には、近年の医療分野の勧告から領域別に要点をまとめて収載した。 \* 219-7  
医療関係の方に利便性の高い 1 冊。ICRP Publ.73 の改訂版。【2012 年】 3000 円

### 73 医学における放射線の防護と安全

1990 年勧告 (Publ.60) から医療関係者のために、医療の実施と管理に関係する事項を抜粋し、放射線防護の体系と、医学に適用する際の基本的な考え方を簡潔に解説。 \* 101-5  
【1997 年】 2400 円

## ◇ 放射線医学——テーマ別 ◇

※防護全般も参照

### 121 小児科の放射線診断と IVR における放射線防護(仮) 翻訳中

### 120 心臓病学における放射線防護(仮) 翻訳中

### 117 画像診断科以外で行われる X 線透視下手技における放射線防護(仮) 翻訳中

### 113 放射線診断および IVR における放射線防護教育と訓練

放射線診断と IVR が急速に増加し高線量の手技も多いなか、放射線防護教育の充実が患者と医療スタッフ双方のため切実に求められている。多岐にわたる医療専門職とスタッフ (医学生含む) を業務で分類し、必要な教育と訓練の内容、目的、時間数などを具体的に提言。 \* 242-5  
【2014 年】 4500 円

### 112 新しい外部照射放射線治療技術による事故被ばくの予防

先進の放射線治療は、計画から準備・実施・検証までコンピュータ制御が不可欠で、複雑さの増大から新しいリスクも生じている。IMRT, VMAT, トモセラピー, IGRT, 呼吸同期など先進外部照射技術におけるエラー事例と背景を解説し、事故回避策を提言した。【2013 年】 \* 234-0  
4300 円

## 98 永久挿入線源による前立腺がん小線源治療の放射線安全

永久挿入線源 (I-125・Pd-103 シード) による治療後、患者とまわりの人々が日常生活を安全に送れるよう、種々のデータをもとに関連事故の発生を防ぐ対応を具体的に勧告。付録 \* 204-3 から、線源の特性データ、治療後の患者への情報提供と治療者カードの例を収録。【2010年】 3100円

## 97 高線量率(HDR)小線源治療事故の予防

高線量率(HDR)小線源治療は非常に高い線量を短時間で与えるため、治療ミスは臨床上有害な影響を生じる可能性がある。HDR 治療施設と装置構成について概説し、代表的な事故例 \* 197-8 から、治療にあたる職員の要件と訓練、治療品質保証の要件等を述べた。【2008年】 2900円

## 94 非密封放射性核種による治療を受けた患者の解放

甲状腺がん・甲状腺機能亢進症の治療に用いられる I-131 に焦点を当て、治療投与後の患者から医療従事者や公衆に対する影響やリスクを論じ、患者の解放規準を勧告した。患者から排泄された放射性ヨウ素の環境中での経路、廃棄物の処分についても述べる。付録に、患者 \* 187-9 情報シートと患者カードの見本、治療後の放射線防護の指導見本を収録。【2007年】 3200円

## 93 デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理

画像診断技術はデジタル化によって大きく進歩し、患者線量を減らす可能性を持っている。一方で、必要以上に画像を撮影し、高画質を求めて患者線量が高くなる危険性も伴っている。不必要な医療被ばくを低減するため、画像診断の目的ごとに必要な画質、画像データ圧縮/後処理、診断参考レベル、デジタルシステム関連の規格と品質管理等について概説した。 \* 186-2 患者線量の測定に用いる量と単位についても収録。【2007年】 3300円

## 87 CT における患者線量の管理

CT 検査の頻度は世界中で増加傾向にあるが、CT 検査が患者に与える線量は比較的高い。この患者線量の管理に必要な、「検査の正当化」「技術的パラメータの選択」「品質管理」「診断参考レベルの使用」「装置の技術」について概説。放射線科医、診療放射線技師、医学物理士、CT 検査を依頼する医師、製造業者、行政関係者などを対象とした1冊。【2004年】 1700円

## 86 放射線治療患者に対する事故被ばくの予防

体外照射または固体の密封小線源を用いた放射線治療での事故被ばくを防ぐための報告書。過去の重大な事故被ばく例を取り上げ、発生理由を検討し、結果を要約。その上で、規制、教育と訓練、品質保証プログラム、適切な監督、職務責任の明確化、迅速な報告等、治療事故を予防する措置について勧告している。【2004年】 2800円

## 85 IVR における放射線傷害の回避

IVR 手技は今後の多用が予想される一方、診療従事者や患者に対する放射線リスクがあまり認識されていない。IVR 手技による重篤な影響の例を示し(カラー写真)、皮膚と目に対する放射線の生物学的影響、線量を制御する実際的な措置について解説。患者へのカウンセリング、経過観察、術者の訓練等について助言を行っている。【2003年】 2200円

## 84 妊娠と医療放射線

妊娠している女性に対する放射線診療は、母親と胎児の双方に配慮して正当化の判断をしなければならない。胎児の放射線影響に関する知見、放射線診断、核医学診断、放射線治療の際の胎児線量などが分かりやすく記載され、妊娠の可能性のある女性の放射線診療に直ちに役立つ内容が盛り込まれている。医師、看護師、診療放射線技師など、放射線診療に携わる多くの職種の人々を対象とした実務書。【2002年】 1300円