

ICRP

Publication 87

CTにおける 患者線量の管理

社団法人日本アイソトープ協会

CTにおける患者線量の管理

2000年10月委員会により承認



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 87

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Takamichi MURAKAMI, Masaaki AKAHANE, Shuji YAMAMOTO,
Shuji KOYAMA, Yoshihisa MURAMATSU, Saki OSUGA, Minako IKEMOTO

Supervised by

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

Hikomichi MATSUDAIRA** (Chair)	Tatsuji HAMADA (Vice-chair)	
Hideharu ISHIGURO	Jiro INABA*	Masahito KANEKO
Tomoko KUSAMA	Toshisou KOSAKO*	Yasuhito SASAKI*
Ohtsura NIWA*	Masahiro HIRAOKA*	Hideo MATSUZURU

* ICRP member at the time.

** Former ICRP member.

邦訳版への序

本書はICRPの主委員会によって2000年10月に刊行を承認され、Publication 87として刊行された、CTにおける患者線量の管理に関する報告書

Managing Patient Dose in Computed Tomography

(Annals of the ICRP, Vol.30, No.4 (2000))

を、ICRPの了解のもとに翻訳したものである。

翻訳は

村上 卓道(大阪大学大学院医学系研究科医用制御工学講座画像応用治療分野)

赤羽 正章(東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻放射線医学講座)

山本 修司(大阪大学医学部附属病院放射線部)

小山 修司(名古屋大学医学部保健学科放射線技術科学専攻)

村松 禎久(国立がんセンター東病院放射線診断部)

大須賀早紀(大阪大学大学院医学系研究科医用制御工学講座画像応用治療分野)

池本美奈子(大阪大学大学院医学系研究科医用制御工学講座画像応用治療分野)

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、従来の訳書との整合性等につき調整を行った。なお、原文の誤り及び直訳では意味の通じにくい箇所等はことわりなく修正してある。

平成16年3月

ICRP 勧告翻訳検討委員会

(社) 日本アイソトープ協会
ICRP 勧告翻訳検討委員会

委員長 松平 寛通 ((財) 放射線影響協会)
副委員長 浜田 達二 ((社) 日本アイソトープ協会)
委員 石黒 秀治 ((財) 原子力研究バックエンド推進センター)
稲葉 次郎 ((財) 環境科学技術研究所)
金子 正人 ((財) 放射線影響協会)
草間 朋子 (大分県立看護科学大学)
小佐古敏荘 (東京大学原子力研究総合センター)
佐々木康人 (独立行政法人 放射線医学総合研究所)
丹羽 太貫 (京都大学放射線生物研究センター)
平岡 真寛 (京都大学大学院医学研究科)
松鶴 秀夫 (日本原子力研究所東海研究所)

論 説

“ペダルを踏み過ぎるな”

CTは、医療現場において優れた診療機器であり、例えば迅速な判断が必要とされる救急救命室では多くの患者の命を救う有効な手段となる。他の多くの診断装置同様、CTはそれ自体一種の美ともいえる医療工学の生み出した輝かしい功績である一方、使い方を一歩誤れば周囲にあるものすべてを危険にさらすことになる。

この報告書は、CT検査における患者線量の管理を中心に述べられている。その目的は、CTの普及そのものを妨げたり、それに異議を唱えたりすることではない。もしある機器が有用であるならば、われわれは人々がその使用をやめることを望まない。しかし、われわれはその機器の設計者と製造業者に、起こり得るリスクを熟知し、使用者が不要なリスクを避けられるように、安全機能を十分取り入れるよう希望する。さらに使用者側にもその機器の過剰な利用による潜在的リスクを十分認識し、それを安全に利用することを望みたい。

この報告書で本質的に意図していることであるが、CT装置製造者は使用者の負担軽減に役立つような安全機能（特に自動照射制御）を考慮すべきであり、また使用者は「CTはこの症例について正しい機器であるか?」「また自分は正しい方法でCTを使用しているか?」という2つの単純な疑問を常に自身に問いかけることをICRPは勧告する。言い換えれば、ICRPの伝統的教義である「検査の正当化」と「放射線防護の最適化」である。この報告書にはもちろん、CTに特有の技術的特徴について詳細が述べられているが、根底にある考え方は診断医学における他のあらゆる放射線防護業務における考え方と同じである。

“The Annals of the ICRP”を熱心に読んでいる人は、この報告書が、医療における放射線防護の領域においてICRPが現在展開中のトピックに絞った一連の刊行物全体のうちの1つであることに気付くであろう。医療放射線防護こそICRPが始まったところである。ICRPは1928年の第2回国際放射線学会議において設立され、現在も国際放射線学会と密接な関係にある。しかし、ICRPはもちろん医学以外の分野の問題も多く取り扱っており、近い将来においては、放射線の医療利用及びそれ以外の、全く異なる放射線防護の分野の両方に関する刊行物の発行を継続することになりそうである。

さて、医学における放射線防護に何故依然として高い関心があるのか?と尋ねられるかもしれない。その理由の1つは、X線検査数が莫大であることである。原子放射線の影響に関する国連科学委員会の情報によると、世界全体で、X線診断検査は年間約20億件、核医学検査は約3,200万件、放射線治療は約550万件行われている。放射線量とそれに付随するリスクは、無

(iv)

いに等しいほど微小なものから非常に大きいものまで様々である（特に多くの患者が繰り返し検査を受ける CT の場合、線量は決して小さくはない）。技術と方法の目覚ましい進歩により、患者は多大な恩恵を受ける一方で、放射線防護は、時には一歩二歩遅れがちである。Digital Radiography (DR) などのもっと新しいモダリティーでは、理論上は患者に対する平均線量を減らせるはずであるが、実際は装置の不適切な使用により反対になってしまった。

このことは、ICRP が医学における放射線防護での活動の刷新と強化の必要性を感じていることの背後にある根本的な理由を反映している。放射線の影響とそれに対する防護は、平均的な医学生の教科においてもはや重要な役割を演じていないのである。したがって、ICRP は教育・訓練に役立つ教材作りを目指している（詳細は本書及び ICRP のホームページ www.icrp.org を参照されたい）。さらに ICRP は医療従事者の不要なリスクの回避に役立つような勧告を作成しつつある。例えば、現在多くの透視装置が“boost”や“turbo”といった魅力的な名前のフットペダルを装備している。自動車のアクセル同様、このペダルも非常に便利であると同時に、誤った使い方をされがちである。若者のドライバーにアクセルを分別をもって扱って欲しいと願うように、透視装置を使う術者にも“本当に必要でない限りペダルを踏まない”よう自らに言い聞かせて頂きたい。

Jack Valentin

目 次

	頁 (項)
論 説	(iii)
序 文	(vii)
抄 録	(ix)
要 点	(xi)
要 約	1
1. この報告書が作成された動機は何か？	1
2. 線量はどれほど高いか？	1
3. 患者の線量を管理するためにどのような実際的な対策をとることができるか？	1
4. 新しい装置の特長のうち何が患者線量の管理に役立つだろうか？	1
1. この報告書が作成された動機は何か？	2 (1)
1.1. 総論	2 (2)
1.2. 統計	4 (9)
1.3. 傾向	4 (12)
1.4. この報告書の目的	6 (14)
2. 線量はどれほど高いか？	7 (15)
2.1. 緒言	7 (16)
2.2. 患者線量を評価するのにどの量を使用すべきか？	7 (17)
2.3. 性能をモニタするのにどの量を使用すべきか？	8 (20)
2.4. 何が患者線量に影響するのか？	11 (25)
2.5. 患者線量の代表的なレベルはどの程度か？	12 (27)
3. 患者の線量を管理するためにどのような実際的な対策をとることができるか？	14 (34)
3.1. 緒言	14 (35)

(vi)

3.2. 正当化	14	(36)
3.3. 患者線量の管理	15	(41)
3.4. CT 透視の線量	23	(62)
3.5. 欧州委員会の品質規準	23	(65)
3.6. 線量計測	24	(67)
4. 新しい装置の特長のうち何が患者線量の管理に役立つだろうか?	26	(70)
4.1. 緒言	26	(71)
4.2. ヘリカル CT	27	(74)
4.3. 管電流, ろ過及びその他の技術的因子	27	(75)
4.4. 線量に関する情報の提供	29	(81)
4.5. CT 撮影のための自動照射制御 (AEC)	29	(83)
4.6. 画質	30	(86)
4.7. 事故に対する可能性	30	(89)
付録 A. CT における参考線量	32	
文 献	35	

序 文

この数年間、国際放射線防護委員会（ICRP）（以下委員会という）は、医学における放射線防護と安全に関する助言を与える多くの報告書を刊行してきた。ICRP Publication 73はこの領域の概観である。これらの報告書には、放射線防護の一般原則がまとめられ、医学及び生物医学的研究におけるいろいろな電離放射線利用にこれらの原則を適用するときの助言が示されている。

これらの報告書のほとんどは一般的な性格を持っており、委員会は困難が認められたいくつかの特定の状況に取り組みたいと考えている。こうした問題領域に関する報告書は、日常業務に直接関係している人々にも理解しやすいスタイルで書かれていることと、またこのような報告書が広く普及するようあらゆる努力が払われることが望ましい。

この方向への第一歩は、英国オックスフォードにおける1997年9月の委員会会合で踏み出された。そのときICRP第3専門委員会の勧告に従って、委員会は医療放射線防護で話題となっている問題に関する報告書を作成するためにそれぞれの課題グループを設置した。

このような報告書のいくつかが既に出版されており、この報告書はこれらの課題グループのうちの1つのグループの作業の結果である。「CTにおける線量の制御」に関するこの課題グループに委託された事項は、CTの施行頻度と放射線量の増加を浮き彫りにするとともに、線量の管理に必要な手段を記述することであった。この課題グループは機器メーカー、診療放射線技師、放射線科医、そして検査依頼医を含む線量管理にかかわる必要のあるいろいろなレベルの人々に対処するよう求められた。

課題グループの構成員は以下のとおりである：

M. M. Rehani（議長）	G. Bongartz	S. J. Golding
L. Gordon	W. Kalender	T. Murakami
P. Shrimpton		

通信メンバーは以下のとおりである：

R. Albrecht	K. Wei
-------------	--------

委員会の慣例であるインターネットを利用した公開協議を通じて、関係者から多くの有益な意見が得られた。

この報告書の作成期間中における第3専門委員会の構成員は以下のとおりである：

F. A. Mettler, Jr.（議長）	J.-M. Cosset	M. J. Guibertau
------------------------	--------------	-----------------

(viii)

L. K. Harding (秘書)

H. Nakamura

M. M. Rehani

Y. Sasaki

W. Y. Ussov

J. Liniecki (副議長)

P. Ortiz-Lopez

H. Ringertz

C. Sharp

S. Mattsson

L. V. Pinillos-Ashton

M. Rosenstein

W. Yin

この報告書は上述の目的にかなうことを目指している。できるだけ目的に沿った有用なものとなるように、この報告書は *Annals of the ICRP* に見られる委員会の通常の報告書とはいくつかの点で異なるスタイルで書かれている。

この報告書の刊行は 2000 年 10 月の委員会で承認された。

抄 録

CT 検査が患者に与える線量は比較的高い。その線量は、発がんの確率を確実に増加させることが知られているレベルにしばしば近いかあるいはそれを超えることがありうる。CT 検査の頻度は世界中で増加傾向にあり、検査の種類も多様化している。しかし、他の放射線診断検査の一般的な傾向と異なり、CT の急速な発展は一般に検査当たりの患者線量の低減をもたらしていない。それゆえ、CT における患者線量の管理は重大な問題である。検査の厳密な正当化、検査中の適切な技術的パラメータの使用、正しい品質管理、及び適切な場合に診断参考レベルを適用することは、いずれもこの目的の達成に貢献するであろう。用いる装置の更なる技術的發展の余地もある。これらすべての点に関して情報を提供し、患者線量の管理の成功を支援することが本書の目的である。

キーワード：CT；吸収線量；放射線防護；放射線診断；線量低減

要 点

- ・ CTによる組織吸収線量（10～100 mGy）は、発がんの確率を確実に増加させることが知られているレベルにしばしば近いかあるいはそれを超えることがあり得る。
- ・ CT検査の頻度は増加傾向にある。
- ・ 技術的及び臨床的な CTの発展は、通常の放射線診断検査の傾向とは反対に、検査当たりの患者線量の低減を一般的にもたらしていない。
- ・ 検査を依頼する医師や依頼を受ける放射線科医は、それぞれの CT検査が臨床的に適応があることを確認すべきである。
- ・ 放射線科医は、診療放射線技師と医学物理士の協力のもとに、線量管理の責任を持つ。診療放射線技師は、CT検査を最適化する訓練を受け、これに習熟しているべきである。
- ・ 線量を管理する現実的な可能性は多々ある。最も重要なのは mAs とスキャン容積を減らすことである。
- ・ 小児患者のためには、照射因子（特に mAs）がもっと低いプロトコルを特別に用意する必要がある。
- ・ 自動照射制御は線量の有効な管理に対する最も有益な CT装置の改良であろう。

要 約

1. この報告書が作成された動機は何か？

CT 検査における患者線量は比較的高く、しかも CT 検査は頻度が増加傾向でかつ多様化していることが、この報告書作成の動機である。この報告書は、患者線量をうまく管理するための情報を、放射線科医及び他の臨床スタッフや技術スタッフに対して提供することを目的としている。

2. 線量はどれほど高いか？

CT 検査による組織吸収線量は 10~100 mGy で、放射線診断の中で最も高い部類に入る。CT 検査がしばしば繰り返し施行される傾向があることを考慮すると、がん発生率の増加が人集団において直接観察された線量レベルにしばしば近いあるいはそれを超えることがありうる。

3. 患者の線量を管理するためにどのような実際的な対策をとることができるか？

検査を依頼する医師は、それぞれの検査の結果が患者管理に影響するか否かを評価すべきである。放射線科医は、その手法が正当化されていることを確信すべきである。診療放射線技師¹⁾は、各患者と、これから行う検査に技術的パラメータを合わせることによって患者線量を減らす可能性を知り、とくに小児や若年者に関して注意を払うべきである。医学物理士と協力して、技術的パラメータを適切に選択し、品質管理に注意を払い、診断参考レベルを適用すれば、患者線量を半分以下に減らすことが可能である。

4. 新しい装置の特長のうち何が患者線量の管理に役立つだろうか？

CT の線量は比較的高く、通常の X 線撮影のように線量は経時的に減少していない。CT 装置がさらに改良されれば、診療放射線技師は不必要な患者線量を大幅に減らすことができるかもしれない。これらの特徴のうち、線量低減に最も重要なのは、解剖学的基礎に立つ自動的な照射因子の調整及びマルチスライス CT と組み合わせた新しい画像再構成のアプローチであろう。

¹⁾ この呼称は国によって異なる。場所によって、検査中に装置を操作する人を radiographer, radiological technologist, medical imaging technologist, member of the imaging staff などと呼ぶ。本書ではすべての場合に診療放射線技師 (operator) という用語を用いる。

1. この報告書が作成された動機は何か？

(1) CT検査における患者線量は比較的高く、しかもCT検査は頻度が増加傾向でかつ多様化していることがこの報告書作成の動機である。この報告書は、患者線量をうまく管理するための情報を、放射線科医及び他の臨床スタッフや技術スタッフに対して提供することを目的としている。

1.1. 総 論

(2) 1972年に医療における撮像化に導入されて以来、CTは技術的性能面でも臨床応用面でも急速に進歩してきた。この技術が広い範囲で用いられることは初期の経験から容易に予測されたが、CTがこんなにも速く世界中で最も重要なX線診断手法の1つになろうとは予見できなかった。ヘリカルCT及び特に最新世代の秒以下の撮像時間枠内でマルチスライス能力を持つスキャナによりデータ収集速度や画質が向上した。その結果、ぜん動や呼吸運動によるアーチファクトのない非常に信頼性の高い情報が、体の部位を問わず得られるようになった。このためCTの応用範囲は更に発展し、全く新しい適応が報告されるとともに、検査や読影の方法も全く新しくなった。20年前の標準的な胸部CTには数分を要したが、今では同じ情報を1回の息止め時間内に得ることができる。検査が速くて、楽で、利用しやすく、しかも結果の信頼性が高いので、患者の負担は軽減され、依頼医が患者を検査に差向けやすくなった。

(3) データ撮像時間が短くなったことは、検査をより広い範囲に広げ繰り返すことが容易になるので、必ずしも患者の放射線量の減少をもたらさない。

(4) 明瞭でない神経状態における頭部CTの使用から整形外科的検査に至るまでの広い適応に関して、外科手術の計画の準備として、適切に指示されたCT撮像が患者に与える利益は疑いの余地がない。腫瘍患者の疾患の進行度を決定し治療計画を立てるため、CT検査の結果によっていろいろな治療法が指示される。費用対効果の評価が主要な役割を演ずる現代医学においては、CTスキャンのような高価な検査は、不適切でもっと高額な治療手法を患者が受けないようにすることで、医療費を減らすことができる。いろいろな緊急事態の場合も通常の診断でも、CTがしばしば診断過程の最初の検査に施行されることで患者の管理は変わった。時間と費用の節約のために、CT撮像の結果が出るまで施行を待つようになった臨床検査も幾つかある。

(5) CT検査によって到達し得る線量レベルではがん誘発のリスクが知られていること

にかんがみ、患者の得る便益とリスクのバランスをとることがいつも必要である。これは基本的には、不要な被ばくをなくすことを意味する。実際上は、各患者の正味のプラスの便益が保証されるように、すべての CT 検査を事前に臨床的に正当化することが要求される。正当化に続いて、患者線量を決められた臨床的要求を満足するよう合理的に実行できる限り低く押さえることにより、害に対して便益を最大にする撮像化技術を採用すべきである (Publication 73, ICRP, 1996)。

(6) 1990 年代前半には、MRI が登場したことに加えて撮像診断による被ばくの安全への考慮が西側諸国で特に重要視されつつあったため、CT の適用は一時頭打ちとなり、減少するものと予想された。しかし最近では超高速 CT を実現した技術革新により、振子は再び CT のほうへ振り戻ってきた。人口 100 万人当たりの CT スキャナ台数が過去 10 年で増加したのは、超高速 CT が臨床撮像において高く評価された結果である。腹部、胸部、頭蓋内や骨の構造のような身体部位を三次元的に表示することは非常に有用である。冠状断や矢状断や任意の斜断面のオンラインでの画像再構成は、臨床医が病気の根底にある病理解剖をよりよく理解する助けとなる。

(7) 日常的な患者管理において CT を実施することが増えたため、CT による放射線負荷が増加した。さらに、高い画質が要求されることにより、患者線量も高くなった。肺がん検診のような多くのスクリーニングについて新しい低線量検査がいくつか提案されているけれども、大部分の診断 CT 検査において要求される空間分解能や濃度分解能が高くなる一方であるため、全体的に見れば患者線量は増加した。通常の CT 撮像では、X 線管球が 1 回転する間の患者の被ばくは薄い身体スライスの範囲内に限られ、スライスとスライスの間に隙間が存在することさえあった。しかしヘリカル CT や、さらにマルチスライス CT においてはなおさら、各検査全体の累積放射線量は、1 を超えるピッチを選ばない限り相対的に高くなる可能性があり、懸念を生じさせる。このため、主に欧州連合においては、いくつかの指針や規則が CT について特別に言及している (CEC, 1997; 1999)。医療被ばくに関する最新の欧州原子力共同体指令書 (CEC, 1997) では、CT を IVR とともに高線量を与える放射線手技に分類している。

(8) 異なる撮像プロトコルや異なる CT スキャナを用いた場合、同じようなタイプの CT 検査でも患者線量はかなり変化する。同じ臨床的問題を考えながら、2 か所の別々のイメージングセンターで使用される撮像化手法が全く異なることがある。最終診断名を比較することは、検査の質の評価あるいは線量の比較の手段にはならないのである。放射線量を増やせば、ある点まで画質は通常向上する。しかし、あるレベルを超えると線量を増やしても CT 手技の結果が患者のケアに与える影響は変わらないことがある。科学的には証明しにくいだが、実際問題として重要な診断の不確かさのような要因のうち、“多いほどよい” とする考え方あるいは競争などがあり、広すぎたり、時間が長すぎたり、また繰り返しの多い CT 検査プロトコルを作り

出す可能性がある。小児や妊娠中の患者に対して繰り返し調査し検査する場合は、特別な配慮をしなければならない。CTによる高い放射線量の問題を認め、品質管理とCT線量測定の指針を公表し、放射線防護の観点からCTを最適化することが必要である。

1.2. 統 計

(9) 1989年の英国の国立放射線防護庁(National Radiological Protection Board, NRPB)の調査書には、すべての医療X線検査による国民集団線量の20%がCTだけに由来するが、CTが医療X線検査の全検査件数に占める割合はわずか2%に過ぎないと報告されている(Shrimptonら, 1991)。英国におけるCTスキヤナの使用台数の更なる増加とこの技術の実施件数の増加のため、集団線量に対するCTの寄与は1995年で約1/3、1998年では40%に増加しているであろうとその後の調査書で示唆されている(RehaniとBerry, 2000; ShrimptonとWall, 1995; ShrimptonとEdyvean, 1998; WallとHart, 1997)。

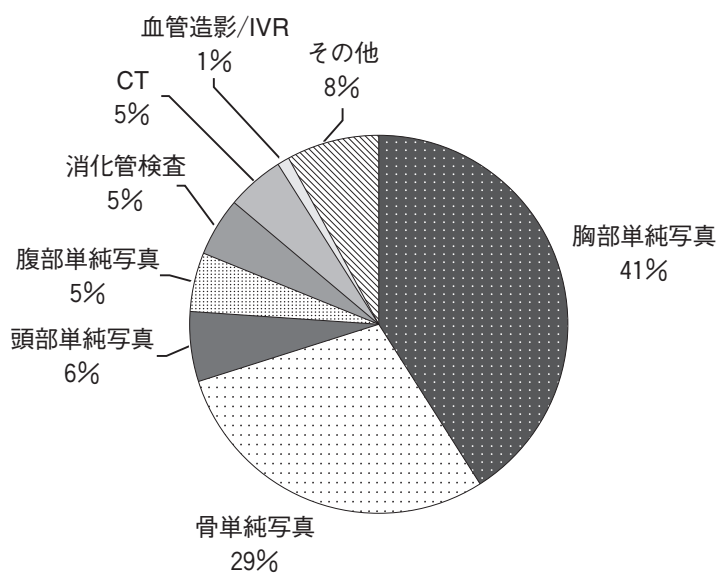
(10) 原子放射線の影響に関する国連科学委員会(United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR)によれば、世界全体におけるCTの検査件数は全医療X線検査の5%に相当し、医療X線検査の集団線量にCTが占める寄与は34%である(図1)(UNSCEAR, 2000)。UNSCEARの分類でレベルIに相当するような最高の医療水準を持つ国々では、これに対応する寄与はそれぞれ検査件数で6%、集団線量で41%である。1985年から1990年までの検査件数と集団線量は、世界全体でそれぞれ3%と14%、先進国に限ればそれぞれ4%と18%であるのに比べて、これらのデータは増加している。

(11) この傾向は、CTの利用が増加したことだけでなく、通常のX線被ばくが患者防護の最適化の始まりにより減少したこととも関係していると見るべきである。世界中には全部で約34,000台のCTスキヤナが存在するが(UNSCEAR, 2000)、その約80%は世界人口の1/4が生活する西側諸国で動いている。世界全体で年間9,300万件のCT検査が施行されているが、この件数は世界中の人口1,000人当たり16回に相当し、この手技すべてのうち90%が(UNSCEARの分類でレベルIに相当する)西側諸国で施行されている。これは、人口1,000人当たり年間57回で、このうち約6%は0~15歳の子供で占められている。CTスキヤナの台数や検査回数は国によって大きく異なるが、集団線量の増加傾向はどの国でも同じである。

1.3. 傾 向

(12) 画像の取得と処理能力の大きな速度向上をもたらした装置の技術的進歩により、日常臨床においてCTの適用される頻度は最近大幅に増加した。米国からの最近の論文(Met-

(a) 検査数への寄与



(b) 集団線量に占める割合

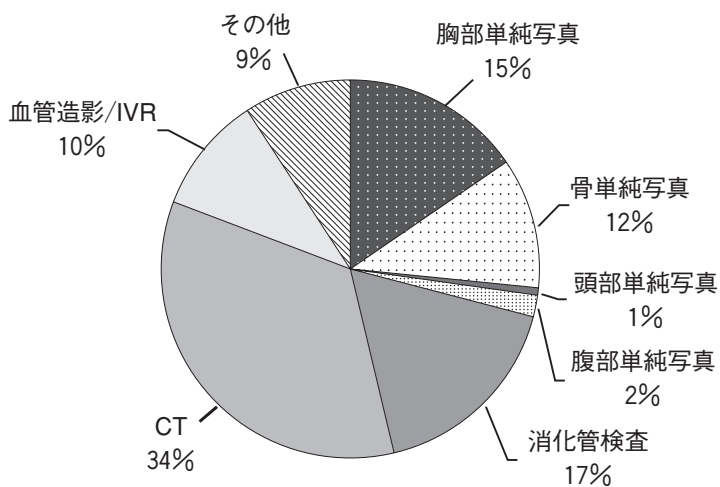


図1 世界全体における年当たり医療 X 線行為の検査カテゴリー別分析 (UNSCEAR, 2000)

ter, 2000) によれば、典型的な依頼状況の施設において、CT スキャンは今や X 線検査全体の 11% を占め、集団線量の 67% に寄与している。CT の 11% は 15 歳以下の子供に対して行われ、大部分の患者は同じ日に複数回連続して撮像されている。集団の被ばくに対する CT の寄与はこの数年増加の一途をたどっている。放射線防護の観点から重要なのは、集団線量の絶対値が増加したことだけでなく、不要な患者被ばくの可能性の増加と線量低減の可能性とである。

(13) CT 透視や IVR-CT によって提供された動的かつ連続撮像の新しい機会は、IVR における CT の利用の原動力になった。臨床的に有用であっても、このような発展は更に大きな患者線量に寄与する。CT を用いた IVR 手技は身体の特定の部位を長時間被ばくさせ、局所的な線量を追加する。CT 透視においては、医療スタッフは CT 室内のガントリー付近にいないとしないのでその被ばくは増加し、またその手が一次 X 線ビームに直接さらされることがある。

1.4. この報告書の目的

(14) この報告書は、CT による放射線量増加の問題を、技術的方法、訓練及び個々の検査の正当化により管理するための助言を与える。この報告書が対象とする読者は、放射線科医、診療放射線技師²⁾、医学物理士、検査依頼医、そのほか製造業者、専門家団体及び国の当局である。

²⁾ この呼称は国によって異なる。場所によって、検査中に装置を操作する人を radiographer, radiological technologist, medical imaging technologist, member of the imaging staff などと呼ぶ。本書ではすべての場合に診療放射線技師 (operator) という用語を用いる。

2. 線量はどれほど高いか？

(15) CT 検査における組織吸収線量 (10~100 mGy) は、放射線診断検査の中で最も高い部類に入る。CT 検査は繰り返し施行される傾向がある点を考慮すると、がんの発生率増加が人間集団において直接観察された線量レベルにしばしば近いが、又はそれを越えることがありうる。

2.1. 緒言

(16) ファンビーム X 線による回転ジオメトリーで患者が薄いスライス厚で照射される CT の照射条件は、通常の X 線検査のそれとは非常に異なる。それゆえ、患者線量の評価及び異なるタイプの CT 検査を実施したときのモニタリングの両方のために、特別の線量測定技術を開発しなければならなかった。患者線量は、もちろん、画質から切り離して考えるべきことではない (CEC, 1999)。本書で用いる諸量を以下にまとめる。

- ・組織吸収線量：単位質量当たりの組織・臓器中に沈積するエネルギーで、Gy (グレイ) で測定される。組織・臓器に対する放射線のリスクを評価するために用いられる基本的な量である。
- ・実効線量：組織の放射線感受性の違いを考慮して計算される量。異なる放射線学的手技からの相対的な放射線リスクを比較するための指標として用いられ、Sv (シーベルト) で表される。
- ・集団線量：ある患者集団における実効線量の合計で、man-Sv で測られる。
- ・CTDI_w と DLP：それぞれ、荷重された CT 線量指標 (Computed Tomography Dose Index (weighted)) 及び線量と長さの積 (Dose Length Product) の略。これらは、標準ファントムでの測定に関係し、CT で使われる装置と技術の相対的な性能を決定するための線量計測量を表す。CTDI_w は mGy、DLP は mGy cm で測定される。いずれの量も、診断参考レベルの設定のために用いることができる。

2.2. 患者線量を評価するのにどの量を使用すべきか？

(17) 患者の X 線被ばくは、人体のそれぞれの臓器又は組織における吸収線量によって最も完全に特長づけられる (UNSCEAR, 2000) が、このやり方は扱いにくく日常の使用では

困難である。臓器線量を荷重して加え合わせた量である実効線量 (ICRP, 1991) は、いろいろな CT 技術と他のタイプの検査法との大まかな比較に役立つ被ばく全体の便利な指標である。

(18) 吸収線量の直接測定は、ほとんどの臓器で実用的ではないので、包括的な線量評価には、必然的に患者の物理的若しくは数学的な表示 (人体形状ファントム) を用いた臨床 CT 行為のシミュレーションが含まれる。そのようなファントム中の吸収線量の分布は、測定 (Mini ら, 1995 ; Nishizawa ら, 1995) 若しくは、もっと有用なコンピュータモデリング (Zankl, 1998) のいずれかによって決定される。後者のアプローチによって、特定の撮像プロトコルに対する標準的な成人 (Jones と Shrimpton, 1993 ; Shrimpton と Edyvean, 1998 ; Zankl ら, 1991 ; Kalender, Wolf, Suess ら, 1999) と小児の患者 (Caon ら, 2000 ; Zankl ら, 1993 ; Zankl ら, 1995) の臓器線量及び実効線量の推定を可能にする、自由空気中の中軸線量で規格化された線量係数が得られた。

(19) 幾何学的ファントムでの初期の経験の上に立って、コンピュータを用いた線量計測法は、人間のデジタル画像をベースとしたより現実的な (ボクセル) ファントムの開発 (Veit ら, 1989 ; Caon ら, 1999 ; Jones, 1997 ; Xu ら, 2000) とともに着々と進歩している。類似した照射条件下におけるいろいろな人体形状ファントムについて計算された結果の相違は、そのようなコンピュータで求められた線量係数の限界と不確かさをはっきりと示している。したがって、標準ファントムで決定された結果は、個々の患者の検査に適用すべきではない (Zankl, 1998) が、患者別の計算のモデル化も現実になりつつある。一般的に、モデル化された照射条件での相違を考慮したとき、与えられた CT 検査技術に対する測定若しくは計算から導かれた臓器線量のセットの間には適度な一致もまた存在する (Calzado ら, 1995 ; Geleijns ら, 1994 ; Seifert ら, 1995)。通常のタイプの CT と他の X 線検査における臓器線量と実効線量値のごく一般的な値をいくつか表 1 と表 2 に示す。

2.3. 性能をモニタするのにどの量を使用すべきか？

(20) 実効線量を評価する必要性があるにもかかわらず、日常の品質保証の不可欠な部分として、局所的な性能を特徴付けるためにより単純でかつ簡便に測定される線量を使って定期的にモニタする必要性もある。入射表面線量のような、通常の X 線検査中に患者線量のモニタリングに通常使われる量は、CT ではあまり有用ではない。実際には、CT における線量測定は、CT 線量指標 (CTDI) の測定を主に基本としており、それは、100 mm の有効長を持ち、空気吸収線量で校正されたペンシル型電離箱を使うことによって最も便利に定量化される (付録 A 参照)。

表1 成人における CT 検査での典型的な線量 (Shrimpton ら, 1991)

CT 検査	眼 (mGy)	甲状腺 (mGy)	乳房 (mGy)	子宮 (mGy)	卵巣 (mGy)	精巣 (mGy)	実効線量 (mSv)
頭部	50	1.9	0.03	* ^a	*	*	1.8
頸椎	0.62	44	0.09	*	*	*	2.6
胸椎	0.04	0.46	28	0.02	0.02	*	4.9
胸部	0.14	2.3	21	0.06	0.08	*	7.8
腹部	*	0.05	0.72	8.0	8.0	0.70	7.6
腰椎	*	0.01	0.13	2.4	2.7	0.06	3.3
骨盤	*	*	0.03	26	23	1.7	7.1

^a *は線量が[§]0.005 mGy 未満であることを示す。

表2 英国における CT と通常の X 線検査とによる典型的な線量の比較 (RCR, 1998)

診断法	典型的実効線量 (mSv)
通常の X 線手法	
四肢, 関節	<0.01
胸部 (PA 方向の 1 回写真)	0.02
頭蓋骨	0.07
胸椎	0.7
腰椎	1.3
腰部	0.3
骨盤	0.7
腹部	1.0
IVU	2.5
経口バリウム検査	1.5
バリウム摂取後検査	3
バリウム通過検査	3
注腸造影	7
CT	
頭部	2
胸部	8
腹部	10
骨盤	10

(21) そのような CTDI 測定が回転軸上の自由空气中でなされる場合, 特定の撮像技術に対しては数学的なモデリングからの線量係数を用いて臓器線量及び実効線量を推定するのに使用することができるが, CTDI それ自身は患者被ばくの大まかな指示しか与えない (Shrimpton と Wall, 1995)。しかしながら, ファントムにおける CTDI の測定は, 照射されたスライス中の吸収線量の半径方向の分布に対するスキャナの設計の影響, 特にビーム成形フィルタの使用の影響をよりよく反映することができる。特に, 頭部と体幹部用の線量測定標準ファントムの

中心と表面から 10 mm 下で測定された CTDI の荷重合計値 (CTDI_w) は、CT における被ばくを特徴づける有用な方法である (CEC, 1999)。付録 A を参照されたい。CTDI_w の値は、選択された操作パラメータを反映し、CT スキャナのオペレータコンソール上に表示することが勧告されている (IEC, 1999)。しかしながら、診療放射線技師は表示された値の基礎を理解すべきであり、特に、それがピッチすなわちコリメーションと関連する 1 回転当たりのテーブル移動に対する修正 (CTDI_{w,eff}) (Nagel, 2000 ; IEC, 1999) を含む値であるときはなおさらである。

(22) 医療の目的で患者が受ける線量に限度を課すことは不適當ではあるが、診断参考レベル (diagnostic reference level, DRL) の考えは、患者に対する放射線防護の最適化のための基本的要求を促進する有用なやり方として、ますます認識されてきている (ICRP, 1996)。診断参考レベルは、臨床行為を特徴づける実用線量で設定されているので、臨床施設内及び施設間の比較が可能である。そのような線量レベルは、潜在的に存在する不適切な性能の同定に役立てるために、広域調査データに基づいて、様々な検査のタイプについて定めることが可能である (Wall と Shrimpton, 1998)。このアプローチは、通常の X 線検査の不必要な照射を減らす効果があることが既に証明されている (Hart ら, 1996)。

(23) CT における適正な技術の使用を促進する目的で、次の 2 つの参考線量が定義されている：すなわち (1) 1 回転当たりの荷重 CTDI (CTDI_w) と (2) ある検査全域におけるビームコリメーションと回転数を考慮した線量と長さの積 (DLP) である (CEC, 1999) ; 付録 A を参照されたい。これらの線量は特定の検査及び臨床行為で使用される照射条件に対する頭部又は体幹部用の線量測定標準ファントムにおける測定に関連している。その概念は、当初は成人患者の検査のために開発されたが、続いて小児 CT に拡張された (Shrimpton と Wall, 2000)。1 回転当たりの CTDI_w のモニタリングは、管電流や管電圧といったような選択された照射条件設定を考慮に入れる。ある検査全体の DLP モニタリングも、例えば、連続撮像でのスライス数又はヘリカルスキャンにおける撮像時間及びその検査中に実施されるそのようなスキャンシーケンス手順の数などで決まる、照射容積を考慮する。DLP の値は、領域別の係数を用いて CT 手技に対する実効線量の大まかな推定値を導くのにも使われる (CEC, 1999 ; Shrimpton と Wall, 2000)。

(24) 国際勧告に沿って、成人患者 (CEC, 1999) と小児患者 (Shrimpton と Wall, 2000) の一般的な CT 検査に対する初期の診断参考レベルがいくつか提案されている。そのようなレベルは、代表的な患者グループの検査中に評価された線量の測定値との比較をそれぞれの CT 施設内で行うためのものであり、個々の患者に適用すべきではない。診断参考レベルは、線量管理の改善を必要とする状況を特定するために各施設が内部調査を行うきっかけを作るガイドとなることを意図している。それらの使用については、さらに第 3 章で論議する。

2.4. 何が患者線量に影響するのか？

(25) CTにおける患者線量は、スキヤナの本来の特性、患者の体格、検査対象の解剖学的部位及び使用される撮像プロトコルと技術によって決まる。吸収線量は個々の臨床上の要求を満たすのに十分であるべきである。これらの問題については、第3章で更に詳しく議論する。組織における吸収線量に影響を与えるいくつかの鍵となる技術的及び操作上のパラメータの変化を表3にまとめてある (Kalender, 2000)。これらは、連続又はヘリカルCTの両方に適用される。患者線量 (臓器線量と実効線量の両方) はX線ビームの線質に強く依存する。患者線量は、あるレベルの画質 (特にノイズ) において、管電圧又はろ過を増すことによって減少する。

(26) ある決まったスキヤナに対して、線量は管電流 (mA) とスキャン時間 (s) の積に比例する。ある決まった身体部分における吸収線量も、一定の mA では連続又はヘリカルスキャン中のピッチ (ビームコリメーションに対する1回転当たりのテーブル移動) と反比例の関係にある。異なったモデルのスキヤナについての mAs 値の比較は、それらの設計が異なるために、相対線量について意味のある情報を提供しそうにない。最後に、照射された臓器の数とそれらの平均線量は、検査中に照射された患者の容積に依存する。これらは、連続撮像におけるスライス数若しくはヘリカルスキャンでの撮像時間と、検査 (例えば、肝臓の多相性造影撮像) 全体の間実施されるシーケンス数によって両方とも増加する。ある決まった身体部分の吸収線量も、連続又はヘリカルスキャン中におけるピッチと反比例の関係にある。CTスキャンの際に位置決めのため一般に用いられる撮像X線投影撮影は通常、患者線量全体の数パーセントしか寄与しない (Shrimpton ら, 1991; Mini ら, 1995)。管電流変調のような、患者線量を減らすための新しい技術開発については、第4章で論議する。

表3 CTによる患者線量への技術上及び操作上のパラメータの影響 (Kalender, 2000)

パラメータ	患者線量への影響
高い管電圧 ろ過	より高い kV は一定の画像ノイズに対して有効 より高いろ過が有効
管電流	mA と共に直線的に増加
撮像時間	時間と共に直線的に増加
スライス厚	1枚撮りではスライス厚と共に線量はほぼ直線的に増加
撮像容積	容積とともに線量はほぼ直線的に増加

2.5. 患者線量の代表的なレベルはどの程度か？

(27) CTにおける患者線量は、他の多くの通常の診断用X線手技に関連する患者線量よりも概して高い。選ばれた臓器における線量を表1に例示するが、これはある国の実状を包括的に調べた1つの調査で報告された平均値（Shrimptonら、1991）に基づいている。これらは、すべての国々の慣行を代表していないかもしれないし、CTにおける他の臓器線量の調査が見直されている（UNSCEAR、2000）が、これに匹敵するような国内のデータは相変わらず乏しい。個々の患者の線量は、そのような平均的データよりも有意に高いかもしれない。例えば、80 mGyもの子宮の吸収線量が骨盤CTで報告されており、それゆえ、不必要な胎児への照射を避けるために、生殖年齢の女性患者にこのような検査を実施するときには特別な注意が必要である（Sharpら、1998）。散乱線からの甲状腺、乳房、及び精巣に対する線量は、鉛しゃへいの使用によってさらに減らせるかもしれない（Beaconsfieldら、1998；Hidajatら、1996；Priceら、1999）。撮像技術の選択に注意を払うこと、特に、管電流をもっと低く設定するか又はダイナミック変調によりCTの患者線量を低いレベルに抑えることがしばしば可能である（UNSCEAR、2000）。第3及び4章を参照。

(28) 英国における典型的ないくつかのルーチンCTと通常のX線検査での成人の実効線量を表2に示す（RCR、1998）。このような線量データは、他の諸国において報告された実態とほぼ同様である（UNSCEAR、2000）。CTにおける実効線量は一般に比較的高く（典型的には、1~30 mSv）、いくつかの複雑な血管造影やIVR手技に見られる実効線量値と類似しているかもしれない（UNSCEAR、2000）。荷重CTDIとDLPの値は典型的にそれぞれ10~100 mGyと50~2,000 mGy cmの範囲にある（CEC、1999）。

(29) 標準的な撮像技術を用いると、CTが患者に与えるエネルギーは患者の大きさとともに増加するが、計算された実効線量は成人より小児の方がやや高い。例えば、ある特定の施設からのデータは、頭部の検査で6.0 mSv（新生児）と1.5 mSv（成人）、また腹部の検査で5.3 mSv（新生児）と3.1 mSv（成人）の値を示した（Hudaら、1997）。

(30) CTにおける患者線量の典型的な値は、技術（ヘリカルCT、マルチスライスCT及びCT透視）開発と臨床行為の進歩とともに変化することが期待できる。英国における調査では、検査当たりの被ばくレベルが歴然と増加していることが、初期の傾向として示唆されている。すなわち1994年のWales及び1996年の北アイルランドでの地域調査におけるCT検査当たりの全体の平均線量は、1989年における英国全体の調査で見られたレベルよりも、それぞれ20%と5%高くなっている（Clarkeら、2000）。

(31) 同等の撮像パラメータに基づく場合、ヘリカルスキャンの線量は連続撮像のそれと

大体同じであるが、マルチスライス検出器配列型スキャナでは10~30%線量が増加する(Kalender, 2000)。このような技術では、ピッチを増加(>1)させることによって線量を減少させ得るが、検査の複雑化と患者線量の全体的な増加を促す可能性もある。CT透視は、患者がかなり長時間X線ビーム中にとどまっているものの、通常の撮像よりも低い管電流で施行される。皮膚に対する吸収線量率は典型的には1秒当たり2~8 mGyであり、腹部中間のレベルで撮像した場合の実効線量率は1秒当たり0.03~0.07 mSvである(Keat, 2000)。典型的には、通常のCTは、体幹部の表面に20~50 mGyの局所吸収線量を与える。

(32) 電子ビームCT(EBCT)の使用は、主に、心臓への適用に限られてきた。しかしながら、もっと新しい装置では得られる画像数が増加し、心臓以外での利用が可能である。3 mm コリメーションを用いると、EBCTとヘリカルCTでのCTDI_wは実質的に同等(5.0 mGy)であるが、1.5 mmと6 mm コリメーションのEBCTでは、1 mmと7 mm コリメーションのヘリカルCTと比較して、それぞれ75%と106%高い平均線量となる(Weisser, 1999)。

(33) CTにおける平均線量レベルが上に述べた値であるにもかかわらず、臨床行為の調査においては患者線量に大きなばらつきがあること、及び検査を最適化するための改良の可能性も実証された。ある決まった一般的な手法における典型的な線量は、個々のCTセンター間で、英国では10~40倍(Shrimptonら, 1991)、ノルウェーでは8~20倍(Olerud, 1997)変動することが示されている。このような変動は主に、連続撮像によって画像化されるスライス数とスライス厚、追加撮像での造影剤の使用、及び選択された照射設定のような、施設で使用される撮像技術の差によって生じていた。したがって、現在のやり方を批判的に見直し、より広範囲な線量評価を行い、参考線量を使用していく必要性が絶えず存在する。

3. 患者の線量を管理するためにどのような実際的な対策をとることができるか？

(34) 検査を依頼する医師は、CT 検査の結果が患者管理に影響するか否かをその都度評価すべきである。放射線科医は、その CT 検査が正当化されていることを確信すべきである。診療放射線技師は、各患者と、これから行う検査に技術的パラメータを適合させることにより、患者の線量を減らす可能性を知り、特に小児や若年者に関して注意を払うべきである。医学物理士と協力して、技術的パラメータを適切に選択し、品質管理に注意を払い、診断参考レベルを適用すれば、患者線量を半分以下に減らすことが可能である。

3.1. 緒 言

(35) 放射線科医と検査依頼医は、患者が正当化されないで照射されることが無いことを確実にする重大な役割を持つ。この章では、検査依頼医と放射線科医がその責任を十分に果たすために取りかかるべきステップを検討する。この概念がいくつかの国で法律に盛り込まれていることに注意すべきである。この章で述べる意見は、医師が自分の国の規則や勧告の要件を熟知していることを想定したものである。

3.2. 正当化

(36) CT 検査の依頼は、国家の教育・資格制度に基づいてしかるべき資格を与えられた、医師と歯科医師のみによって行われるべきである。放射線科医は、CT と放射線防護について適切に訓練され熟練しているべきであり、さらに代替技術に関する十分な知識を備えているべきである。放射線防護の基本原則は、正当化、すなわち、患者の受ける潜在的な臨床上の便益によって線量が正当化されると考えられない限り検査を行わないことである。正当化の過程においては、諸資材と費用の利用の可能性も考慮されなければならない。正当化は臨床医と放射線科医の双方が共有する責任である。

(37) 臨床医と放射線科医は、どの検査が適切で受け入れられるかを助言する臨床的ガイドラインを利用できるべきである。理想的には、これらのガイドラインは国のレベルで承認されているであろうが、そうでない国では、所内ガイドラインが施設でしばしば作られている。可能な場合、臨床的に適正な検査は、診断情報を得ることと両立して、患者に与える放射線量を実行可能な限り低くすることで得られるべきである。したがって CT では、臨床的な患者管

理を不当に妨げることなく、要求される情報が通常の X 線撮影、超音波、あるいは磁気共鳴画像 (MRI) によって得られるかどうかを考慮することが求められる。

(38) CT が臨床的に正当化できると思われる場合には、検査を患者の診断要求に適合させることを考えなければならない。これが良い慣習であり、放射線科医の最も重要な放射線防護の役割の 1 つである。妊娠中の CT スキャンはしばしば懸念を引き起こす。妊娠中の女性の CT スキャンは、特に緊急事態においては、禁忌ではないかもしれないが、それでも腹部や骨盤の検査が正当化されるか注意すべきである。視野 (FOV) の中に子宮を含む CT スキャンでは、胎児の吸収線量は典型的には約 40 mGy である。幸い、CT スキャナの 1 次放射線ビームは極めて狭く絞られており、スカウトビュー (topogram) を用いることにより、位置に関して正確に制御することができる。他の検査と同様に、撮像を解剖学的関心領域に限定することが可能である (ICRP, 2000)。

(39) すべての X 線手法と同様に、CT 検査も臨床的な正当化を行わずに繰り返されるべきではなく、また要求される病変範囲に限定されるべきである。依頼医又は放射線科医が以前の検査の存在やその結果を知らなければ、正当化できない照射の繰り返しが起こりうる。検査の繰り返しのリスクは、患者が施設間で転送されるときに増加する。この理由から、過去に行われた検査の記録は、検査の要求を出すか若しくは要求を実行するすべての人々が入手できるようにしているべきである。過去の検査の存在を知っている臨床医は、それを放射線科医に伝える責任がある。

(40) 検査を受ける人が直接的利益というレベルでの臨床的正当性を持たない研究目的の CT 検査は、通常の X 線撮影に比べ線量がかかなり大きい故に、厳しい評価を受けるべきである。このことに関する追加の情報は Publication 62 (ICRP, 1993) に記されている。

3.3. 患者線量の管理

3.3.1. 最適化

(41) CT 検査に対する依頼が正当化されたならば、放射線科医は、その検査が念入りに効果的に、かつ良い技術で行われることを保証する第 1 の責任を持つ。このことは、最適化の原則として通常記されているものである。この過程の中で、放射線科医と診療放射線技師は患者線量を制限する重要な機会を持つ。その目標は、臨床上の患者管理に影響を及ぼす十分な診断情報を提供することである。検査の必要な部分と範囲は臨床上の諸問題によって決まる。しかし、これらの条件が満たされたときでさえ、放射線科医は患者の線量を制限する更なる機会を持つ。

(42) 検査の開始前に造影剤の増強効果の役割を考慮することは大切である。ある症例で

は、1回の造影検査だけで臨床目的には十分なことがあり、それゆえ、最初の造影剤を用いない画像はなくてよいかもしれない。多時相の造影研究では、検査は臨牀的に正当化される時相数に制限されるべきである。

(43) CT透視とインターベンショナルCTは、放射線防護において特に難しい問題を提起する。従来、生検の手法は、X線透視又は超音波のガイド下で行われてきた。しかし、X線透視では限定された3次元情報しか得られず、超音波ガイドは腸管内ガス、肺、又は骨によって妨げられることがある。この理由から、CTガイド下の経皮的生検が広く行われるようになり、操作上簡便で安全という利点を有している。しかし、これは長時間の放射線照射を伴うため、患者と放射線科医が高い線量を受けることがある。

(44) 多くの国々の調査によって、どのような特定の放射線検査についても、患者線量に広ばらつきのあることが示された(Shrimptonら、1991; Conwayら、1992; Hartら、1996)。通常のX線撮影では照射の増加によって画像がより黒化するが、CTではそのようなことは起こらないので、そのため、不必要に高い照射因子を選択する結果になりうる(Rehani、2000; RehaniとBerry、2000)。画質を損うことなしに放射線被ばくを低く保つために、放射線科医と診療放射線技師ができることは多くある。診療放射線技師は、管電流(mA)、スキャン長、スライス厚さ(コリメーション)、360度回転に対するテーブル移動(ピッチ)、及び管電圧(kVp)の全ての管理を行う。一般的に、CTスキャナにはあらかじめ設定された諸因子があるが、この設定は、個々の患者の身体部分や患者の体格に合わせて調整されるべきである。医学物理士の協力のもとに、患者のパラメータを含むようにプロトコルを設計し確立すべきである。

3.3.2. mAとmAsの役割

(45) mAsは患者線量を管理するための1つの最も重要な因子である。それは、患者の大きさと身体部分に合わせて変更すべきである。mAsを減らすことで、患者線量は有意に減少し、X線管球の寿命は長くなる。mAはX線の強度(単位時間当たりのX線光子数)を制御する。mAsの設定は、決められた照射時間中のX線光子数を表す。X線強度はmAに直接比例する。ある決まったCTスキャナにおいて、mAを半減することは線量率を半減することを意味し、mAsを半減することは放射線量を半減することを意味する。約30年前にCTが発明されてから、その後のすべての開発における傾向は撮像時間の短縮であった。決められた領域の画像を数秒から数分の1秒以内で取得しようとするとき、大きなX線強度が必要不可欠である。時間が短いほど、より大きなX線強度が必要である。したがって、CT用のX線管球は、より大きなX線出力が得られ、また改善された熱容量と熱放散を持つように設計されている。

(46) CTにおいて高い線量を用いるもう1つの要因は、高い空間分解能の要求であり、そのため、より薄いビーム幅を使用することになり、それがまた、ノイズを低く保つためにX

線強度をより一層上げることが必要としている。高分解能 CT では典型的には 1 又は 2 mm の薄いスライスが必要で、それは mA の増加によってのみ可能となる。mAs を一定にして照射時間 (s) を短縮することは、それに逆比例して管電流 (mA) を増加させることを意味する。時間をそれに応じて増加させないで mA を減らすと、ノイズの増加を招き、それゆえ画質の劣化をもたらす可能性がある。良い検査を行うには、画質と線量との間のバランスを見いだすべきである。

(47) mAs を減らした結果としての画質劣化は、コントラストの高い状況では重大ではない。体内には、骨構造と軟部組織又は空気との間のコントラストが高い胸部や骨盤のような高コントラストの構造がいくつか存在する。そのような部位では、診断上受容できる画質を保ったまま、mA の有意な減少が可能である。この方策は、特に胸部の撮像に関連して、多くの研究者によって利用されてきた。例えば、1990 年には、受容できる診断画質の撮像が、標準的なやり方で使用される mAs のわずか 20% の mAs の設定で得られたという胸部の低線量 CT 技術が報告された (Naidich ら, 1990)。慢性の浸潤性肺病変について、信頼度の高い診断が得られたのは、通常線量の CT スキャンでは 63% であったのに対し、低線量の CT スキャンでも 61% であった (Lee ら, 1994)。ファントムを用いたシミュレーション条件での研究では、mA を 80% 減少させても (典型的には 400 mA から 80 mA まで減少させても)、胸部ファントム中の模擬のプラーク (小板)、結節、及び胸水の検出能は低下しないことが示されている (Mayo ら, 1995)。

(48) 小児の胸部 CT で、同様な吸収線量の低減が報告されている。25 mAs (典型的症例) を使用した低線量技術でも、診断情報の損失の無い画質を得たことが示されている (Rogalla ら, 1999)。ヘリカル CT で最小管電流を見出す試行の中で、20 mAs で得られた主観的に評価された画質が、50 mAs で得られた画質とあまり変わらないことが報告されている。およそ 20 mAs が必要である上胸部及び下胸部に比べて、中胸領域の撮像はさらに低い mAs 値 (およそ 12 mAs) で十分である (Itoh ら, 2000)。上顎及び下顎のヘリカル CT は、通常のパノラマ撮影と同様の線量で実行可能である。

(49) 腹部のようにコントラストが低い身体領域においては、低線量の達成には明らかに問題がある。このような場合、ノイズが制限因子となる。腹部と骨盤の撮像では、通常、同じ mAs を使用することが慣例となっている。骨盤部の CT を腹部領域のおよそ 1/3 の mAs で行うと、認められるような診断画質の劣化なしに大幅な線量低減が達成できる可能性がある。表面線量を 30 から 10 mGy へ低減させた記録がある。腹部に比して骨盤部の撮像で mAs を減らすことの背後にある根拠は、腹部には解像度が非常に重要な肝臓のような臓器が存在するのに対し、骨盤部には腹部と同様な構造は存在せず、骨、膀胱、及び不透明な腸しか存在しないことによる。mAs を増加しても、高コントラスト領域では分解能は顕著に改善されないが、低

コントラスト領域では大きな変化をもたらす。それゆえ、低い mAs 値は骨盤の撮像に対して問題とはならないが、腹部では望ましくない。

3.3.3. mA 変調

(50) 今日普通に使われているような、すべての投影角度及びすべての Z 軸（体軸）上の位置で管電流を一定に保つ方法に代えて、近年、360 度の回転の間及び Z 軸（体軸）に沿って実際の対象物による X 線の減弱に対応して、技術的因子を変えようという主なアイデアをもった、‘smart technique’ と呼ばれる方法が開発されている (Kalender, Wolf, Suess ら, 1999)。もし製造業者がこれを実行すると、患者線量の減少に大きく寄与するであろうし、mA を主観的に調整する必要性も少なくなるかもしれない。更なる詳細については第 4 章に述べられている。

3.3.4. スキャン長

(51) これは、X 線照射される患者の容積を支配する。不幸にも、高速スキャナの出現で、スキャン長は増加の傾向にあるため、胸部+腹部+骨盤という検査がもっとずっと一般的になりつつある。近いうちに、頭部から骨盤までのスキャンが実施されるようになるかもしれない（特に、広い範囲にわたる外傷を伴う患者の迅速な診断のために）。そのような行為の結果、線量がどの程度になるのか、検査依頼医と放射線科医に注意を払わさせることが肝要であり、検査の領域を臨床的に必須である領域に限定するような努力を払わなければならない。

3.3.5. コリメーション、テーブルスピード及びピッチ

(52) 従来の CT ではテーブルスピードやピッチは存在しない。しかし、ヘリカル CT では、上の 3 つの因子をすべて統合して考えなくてはならない。それらは相互に関連しているので、1 つの因子を単独で論じることは、撮像中のテーブルの動きや患者線量の特徴を記述するのに十分ではない。例えば、ピッチは管球 1 回転におけるコリメーション（スライス厚）に対してのテーブル移動 (mm) である。ピッチを 1 とすると、10 mm のコリメーションに対しては 10 mm/回転のテーブル移動によってそれを達成することができる。360 度の回転に対して回転時間が 1 秒なら、テーブルスピード（1 回転当たりのテーブル移動）は、10 mm/s となる。もしテーブルスピードを変えずにコリメーションを 5 mm に変えると、ピッチは 2 となる。ピッチを変化させると、いろいろな状況によって画質に異なった効果を与えることになる。仮想 CT 大腸内視鏡 (virtual CT coloscopy) のようないくつかの状況下においては、画質と再構成アーチファクトは、ビームコリメーションによる影響よりも、ピッチの値による影響のほうが小さい。したがって、画質を保つという観点からは、細いビームコリメーシ

ョンで大きいピッチが選ばれることがある。しかし、肺の小結節になると状況が変わり、更に薄いスライス厚の CT (thin section CT) が必要とされ、この場合にはピッチの増加は病変検出能に影響を及ぼす可能性がある。Thin section CT でピッチを 1 に保つことは高い線量をもたらす結果となる。

(53) 一定の X 線管回転速度に対してピッチを増加させることのできる 2 つの方法がある。すなわち、テーブル移動速度の増加と、コリメーションの減少である。これらの方法は異なった効果がある：

(a) ある決まったコリメーションに対してテーブル移動速度を増加させ、その結果ピッチが高くなると、一定の mA で撮像される容積放射線量は減るが (実効照射時間が減るため)、おそらく肺の小結節のような病変の検出能の低下をもたらす。

(b) (ある決まったテーブルスピードで) コリメーションを減少させると、撮像時間は変化せず、一定の mA で撮像された容積の放射線量は減少し、信号対雑音比 (SN 比) も減少する。しかし、mA と信号対雑音比により、肺の小結節の検出能は (a) より優れている可能性がある。

(54) 連続的なヘリカル CT スキャン (ピッチ 1) では、同じ技術的因子で得られた連続的な axial スキャンとほぼ同じ放射線量となる。一定のコリメーションでの不連続なスキャン (ピッチ > 1) では、ピッチの増加と共に放射線量は減少し、具体的には、放射線量がピッチ分の 1 になる。テーブル移動速度を 10 mm/s に固定すると、コリメーションを 10 mm にしたスキャン (ピッチ 1) での放射線量は、コリメーションを 5 mm にしたスキャン (ピッチ 2) のほぼ 2 倍である。コリメーションを一定にしてテーブル移動速度を増加させると (ピッチの増加)、放射線量はピッチ分の 1 に減少する。例えば、10 mm のコリメーションでピッチ 1 (10 mm/s) から 10 mm のコリメーションでピッチ 2 (20 mm/s) にすると、放射線量は 50% 減少する。非常に薄いスライス厚では線量プロファイルの幅 (半値幅; FWHM; full width at half maximum) は、スライス厚の公称値より大きくなることもあり、それによって、隣接するスライス間の照射部分の重なり合いを引き起こす (もっと厚いスライスと比較して、放射線量の正味の変化はない)。通常、コリメーションをもっと薄くすると放射線量が減少するであろうと期待されるが、隣接するスキャン間の重なり合いの程度の増加が、期待される線量低減を相殺し、結局コリメーションによる吸収線量への正味の効果は小さくなる。

3.3.6. いろいろな因子の組み合わせの役割

(55) 多くの装置では設定を変えることが可能になっており、その方が望ましいにもかかわらず、ある特定の検査について患者ごとに kVp は変えないのがふつうである。臨床上の要求に従ってスキャン長とスライス厚が慎重に選択されたと仮定すると、mA、テーブル移動／

回転、及びピッチの選択が残る。表4は胸部のヘリカルCTの典型的な設定例を示す。ここでは、mAを165から110に減少させ、テーブル移動を1回転当たり5mmから10mmに増加させ、そしてピッチを1から2に変化させている(Kalender, Schmitt, Zanklら, 1999)。この結果、実効線量は7.1から2.4mSvへ減少し(すなわち元の34%, 言い換えると66%の減少), 肺の線量は24.3から8.2mGyへ減少した(66%の減少)。腰椎(骨密度)の定量的CTに対する同様の例では、kVpとmAを減少させた結果、吸収線量が92%減少したことが示されている(表4)。

(56) 骨形成移植術のために顔面CTが用いられ、ヘリカルCTと歯科のソフトウエアパッケージを使って実施することができる。この検査で、mAsを165から35に減らし、ピッチは1でなく2を使用することで、眼の水晶体の線量をおおよそ1/2に減らし(例えば0.5mGyから0.3mGy), 甲状腺の線量を1/5に減らし(例えば2.5mGyから0.5mGy), 耳下腺の線量を1/6に減らす(例えば2.4mGyから0.4mGy)ことができるという報告がある。これらの線量の減少は、画質や診断情報の有意な低下を招かなかった(Rustmeyerら, 1999)。

表4 設定条件‘a’から設定条件‘b’に撮像パラメータを変更したときのCT検査における線量低減の例(Kalender, Schmitt, Zanklら, 1999より改変)

パラメータ	胸部のヘリカルCT		腰椎の定量的CT	
	[a]	[b]	[a]	[b]
電圧 (kVp)	140.0	140.0	120.0	80.0
電流 (mA)	165.0	110.0	250.0	75.0
撮像範囲 (cm)	31.0	31.0	3×1.0	3×1.0
スライス厚 (mm)	5.0	5.0	10.0	10.0
テーブル移動/360度 (mm)	5.0	10.0	—	—
ピッチ	1.0	2.0	—	—
対象臓器	肺		胃	
臓器線量 (mGy)	24.3	8.15	4.4	0.4
実効線量 (mSv)	7.1	2.4	1.0	0.1

3.3.7. 体表臓器の遮へい

(57) 通常、CTにおいては臓器の遮へいは行われていなかった。しかし、CTによる線量が増加したため、遮へいの使用についての関心が生まれた。遮へいの使用は、特に小児において大切である。ただし、遮へいを使用するからといって照射パラメータを上げる言い訳とすべきではない。乳房、甲状腺、眼の水晶体、及び生殖腺は、CT検査ではあまり検査対象になることはない臓器であるにもかかわらず、しばしば付随的にX線ビームの中に入ってしまう。これらの臓器に与えられる放射線量は、懸念を持たねばならないほど有意な量である。

(58) 従来の診断用胸部 CT は、平均的な体格の女性の乳房に 20~50 mGy の線量を与える。これは、10 ないし 25 回分の 2 方向のマンモグラフィー検査に相当する。少女と若い女性の胸部の CT 検査は、この年齢グループにおける放射線誘発乳がんのリスクが高いことを考慮すると、正当化される必要がある。ビスマス含浸放射線防護用ラテックスを薄く重ねた乳房覆いにより乳房組織を遮へいすることで、その他の深部構造の表示に影響を与えることなく 50% 以上の放射線量を減少させることが示された (Hopper ら, 1997)。ビスマスを使うか鉛を使うかは、製造の容易さ、多用途性、装着感、価格などをもとに決定されることになる。

(59) 頭蓋底の CT スライスは甲状腺に高線量を与えるので、この場合小児に対して甲状腺を遮へいすることは非常に有効である。水晶体への線量は、一般的な頭部 CT では概して 30 mGy 程度、副鼻腔の撮像では 70 mGy、また眼窩の外傷の CT では 10~130 mGy となるであろう。ガントリーを適切な角度に設定すると、水晶体の線量を減少させるのに役立つ。さらに、CT 透視の使用は、この方法が有益な情報を提供する可能性がある領域に限定すべきであろう。

(60) CT 検査における生殖腺の遮へいについては、議論の余地がある。生殖腺が検査野に含まれていなくても、体内からの散乱線によってわずかながら線量を与えられ、それゆえ体外の遮へいはほとんど効果がない。生殖腺が直接 CT ビームの中にあるときには、生殖腺が臨床的に検査の関心臓器ではなく、また遮へいによって顕著なアーチファクトを作ったり、臨床的に関心のある隣接部位を直接不明瞭にして検査を妨害したりしなければ、遮へいの使用を考慮してよい。卵巣の遮へいは困難である。なぜなら、通常卵巣の正確な位置は明確ではなく、予想される病変が卵巣に近接していることが多いからである。

3.3.8. 部分的回転

(61) CT では X 線管球が患者の周りを回転し、その結果、横断画像が得られる。現在市販されている機種では、回転速度と kVp や mAs のような撮像パラメータは 360 度の回転の間一定に保たれる。そのため、患者の体表での線量は、入射ビームについては X 線ターゲットからの距離に依存し、更に入射点以外の点から患者に入射した X 線ビームの 1 次と 2 次の X 線光子の寄与もある。表面に位置するどの点における吸収線量も、主に入射線量からの寄与によって生じる。それゆえ水晶体の吸収線量には、正面ビームが主に寄与する。頭部の撮像では、正面 90 度を省き 270 度の回転角度でスキャンを行うと、図 2 に示すように眼球の受ける線量は最小となる (Robinson, 1997)。この部分回転機能は現在いくつかの装置で利用可能である。

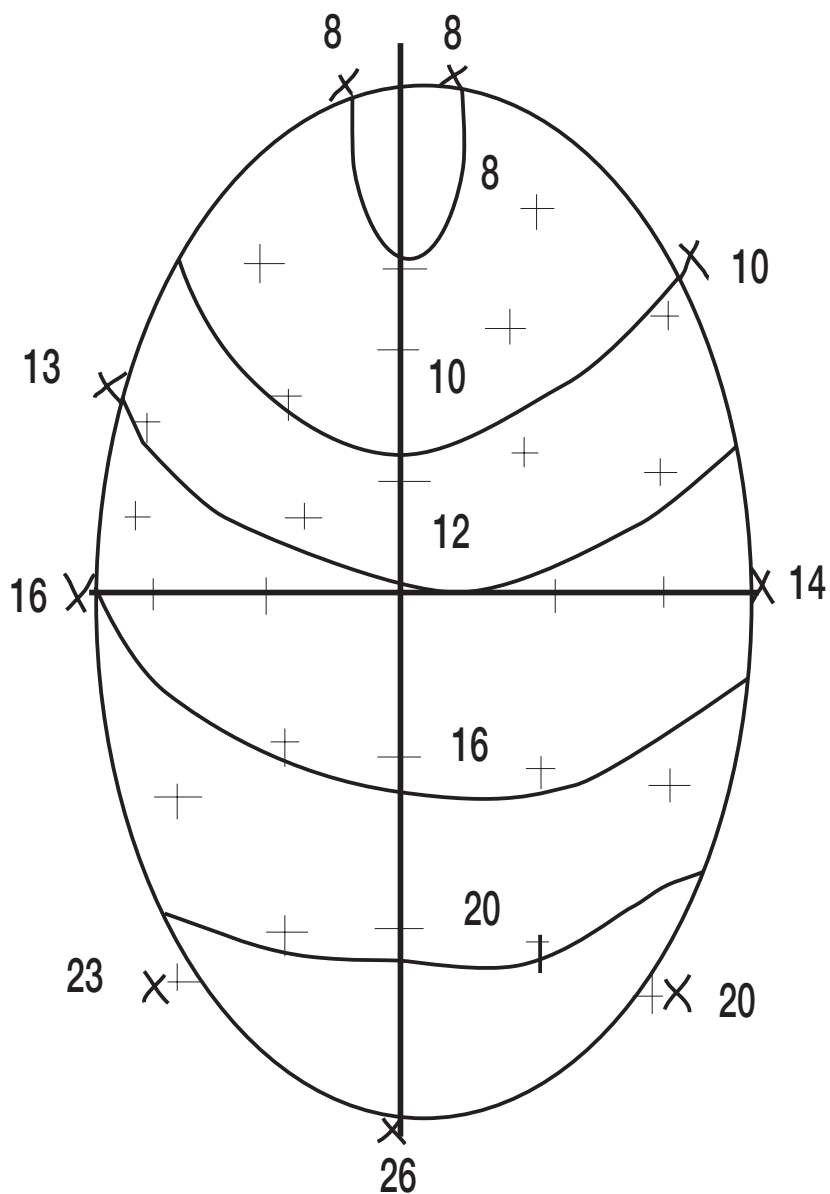


図2 正面90度を除く270度の回転角度でスキャンを行った場合の頭蓋骨（顔は上向き）断面の線量分布（単位は相対値）。眼の領域が最小線量となる。左側の線量が多少高めなのは、この装置のX線管が患者の動きに対して20度（時計方向に）余分に回転するためである。Robinson（1997）より改変。

3.4. CT 透視の線量

(62) 生検針と病変部がリアルタイムで観察可能である X 線透視下や超音波 (US) ガイド下とは異なり、従来の CT のガイド下では実際の手技時の撮像は不可能で、“盲目”のままである。従来の CT ガイド下の手技におけるこの制約は、連続撮像の発達及び、0.2 秒以下の再構成時間で CT 画像を再構成し表示することを可能にした CT 透視により克服された。CT 透視によって、断層像を動画としてリアルタイムで見ることが可能になった。

(63) 従来の CT ガイド下生検を行う場合、撮像中に術者は X 線の照射を受けない。しかし CT 透視ガイド下手技での 1 つの大きな問題は、インターベンションで使用する器具を手で操作するとき、直接 X 線ビームの中で種々の手技が行われるため、術者の手が高レベルの放射線に被ばくすることである。もし防護されていなければ、1 手技当たりの手への直接放射線被ばくは 120 mGy に達することがある。このため、1 人の術者が 1 年当たりに施術できる回数は 4 回に制限されることになり得る (ICRP の勧告する、手指への線量限度は 500 mSv であるとして; ICRP, 1991)。

(64) CT のビームは精密にコリメートすることができるので、わずかに手を動かしてコリメートされた 1 次ビームの外に置くことで、効果的な防護を達成することができる。これは、注射筒や針などを保持する器具 (ホルダ) を使用することにより達成可能となる。金属製のホルダによってできるストリークアーチファクト (線状アーチファクト) を避けるため、ホルダはアクリル製とすべきである。このようにして、手を 1 次線から 5 cm くらい離すことが可能となり、それにより手の被ばくは散乱 X 線のみとなる。結果的に、被ばくは 98% 以上減少する。ホルダの使用による成功率は 100% と報告されており、また操作時間の顕著な増加は見られなかった (Kato ら, 1996)。患者の吸収線量は第 2 章で示したように大きい。吸収線量を制御するための最も効果的な方法は、透視時間を最小にすることであり、このパラメータに注意を向けなければならない。

3.5. 欧州委員会の品質規準

(65) CT における良い行為の達成可能な基準に関する勧告が、欧州委員会により品質規準の形式で作られた (CEC, 1999)。その考え方は、画質を左右する技術的パラメータを患者線量との関連で考察するという放射線防護上の発案に対して操作上の枠組みを与えようとするものである。特定の臨床上の適応を顧慮せずに、個々の解剖学的領域について標準的な画質を得るのに必要と考えられる画質規準で、CT に対する診断と線量の要件が規定されている。

(66) 主観的な画像の規準には、解剖学的特徴の可視化又は正確な再構成に関連した解剖学的規準が含まれる。患者線量に関する規準は、標準体型の患者に対して使用される検査技術に関連する参考線量値で与えられている。品質規準は、線量に影響を及ぼす技術パラメータの例と共に、6つの幅広い解剖学的グループの中の26種の検査について作られた。CT検査の詳細な監査のためのこの枠組の有用性は、臨床試行の中で調べられ、証明された (Calzado ら, 2000 ; Jurik ら, 1998)。

3.6. 線量計測

3.6.1. 診断参考レベル

(67) 診断参考レベル (diagnostic reference levels, DRL) は、CTの品質保証の不可欠な要素である。DRLの履行はCTDIの測定によって行われ、標準の線量計測用ファントム中で空気吸収線量で校正された、有効長100 mmのペンシル型の電離箱式線量計を用いて実施される (第2章及び付録A参照)。

これらの測定は、撮像装置ごとに定期的な恒常性試験 (品質管理) の一部として行うべきである (IPEM, 1997 ; IEC, 1999)。潜在的な混乱の根源をなくすため、例えば異なった電離箱積算長又は基準とする材料などを含む、微妙に異なったCTDIの定義が、これまで文献で公表された勧告の中で時々用いられていることを認識すべきである (IEC, 1994 ; Edyvean, 1998)。

(68) 標準的な頭部と体幹部の線量計測用ファントムでのCTDIの測定から、どのような臨床的撮像プロトコルに対してもCTDIとDLPを導き出すことができる (CEC, 1999)。1台ごとのスキャナに対する測定値が無くても、公表されたCTDIデータから得られる機種別の一般的なデータを用いて、線量の大きな推定が可能ながある (CEC, 1999)。典型的なCT行為の評価は、各タイプの手法に対して、少なくとも10人の患者の代表例についての詳細な撮像評価を含んだ所内調査に基づくべきである。それぞれの患者群におけるCTDI_wとDLPの平均値は、患者防護の最適化を促進するため国あるいは地方で設定した適切な診断参考レベル (DRL) と比較されるべきである (付録A)。線量 (DRL) が調査レベルを超えるどのような技術も、臨床的有効性を減らすことなく患者線量を減少させるために、批判的に再検討し、臨床的に正当化するか又は修正すべきである。このような評価は定期的に (例えば、少なくとも3年ごとに)、又は装置や技術に大きな変更があるたびに実施すべきである。

3.6.2. 実効線量

(69) CT施設は、臨床使用におけるいろいろな一般的なタイプの手法について典型的な実効線量を知っている必要がある。そのような線量はDLP値から推定するか、公表された線

量係数と自由空气中で測定された CTDI 値を使用して，撮像技術の知識を基に計算することができる（第 2 章）。

4. 新しい装置の特長のうち何が患者線量の管理に役立つだろうか？

(70) CTの線量は比較的高く、また通常のX線撮影の線量のように経時的に減少してきていない。CTスキャナが更に改良されれば、診療放射線技師が不必要な患者線量を大幅に減らす手助けになるかもしれない。これらの機能のうち最も重要なのは、解剖学的基礎に立った照射因子のオンライン調整、及びマルチスライスCTに伴う新しい画像再構成アプローチであろう。

4.1. 緒言

(71) 近年、CT検査の頻度は、MRIが広く使えるにもかかわらず増加し続けている。CTにおける最新の技術開発を見ると、近い将来、この傾向が逆転することは予想できない。それどころか、マルチスライスヘリカルCTスキャナがもたらす大きな可能性によって、CTの検査実施数は更に増加することになりそうである。それゆえ、CT検査による一般集団の集団線量は現在のレベルにとどまるか、若しくは増加するであろうと思われる。医学診断による年間の集団放射線被ばくにおいて、CTの相対的寄与は増加し続けるであろう。CTの評価は、起こり得るリスクの議論のほかに、臨床上の便益すなわち、診断の信頼性、患者の快適さ、費用等も考慮に入れた場合のみ、意味のあるものになり得る。これらの詳細な議論は、本稿の枠組みを超えるものである。

(72) CTの30年近い臨床使用の間に、画質と一般的な撮像性能には大きな改良が見られた。性能に関する多くのパラメータの中で、1スライス当たりの撮像時間、すなわち360°当たりの回転時間と検査容積当たりの撮像時間の短縮は、最も印象的な変化であった。現在、通常のCTは、通常1回転につき1秒以下で、総検査時間は10~60秒である。これに対し、コントラストの低い部位の分解能はあまり改善されていない。ある決まったノイズレベルと分解能に対するスライス当たりの線量は、過去数年にわたって劇的に変化していない。

(73) 過去におけるCT開発は常に、利便性の改善、つまり確立されたCT適用の診断学的価値の増強と、新しい適用の提供を目指してきた。線量の利用効率はこれと同程度の主要な目標ではなかったし、「マーケット」である臨床側からもそれを追求するように製造業者に要求することはなかった。したがって、CTスキャナシステムとその使用を、線量利用効率について最適化するためには、まだ多くの可能性があるように思える。このシステムの製造業者と使用者の両方から努力を支援しなければならないことを強調しなければならない。表5は、

表5 CTにおける患者被ばく線量低減の可能性

使用者側の措置	製造業者側の措置
適応のチェックと撮像容積の制限	放射線スペクトルの前ろ過の増加
患者断面への撮像パラメータの適合	X線の減衰に合わせた管電流変調
小児に対する mAs 値の著しい低減	小児及び特別な適応のための低線量撮像プロトコル
重複のある1回撮像で画像を取得するのではなく、ピッチを1以上に設定したヘリカルCTを使用し、重複する部位の計算によって画像を得る	コンベンショナルCTとヘリカルCTにおける自動照射制御
画像再構成パラメータの適切な選択	ノイズを低減する画像再構成手法
マルチスライスCTシステムにおけるzフィルタリングの使用	zフィルタリングと適合フィルタリングにおけるアルゴリズムの更なる開発

いくつかの重要なポイントの要約である。

4.2. ヘリカルCT

(74) ヘリカルCTには、線量を低減するための特有の可能性がある。1.0以上のピッチ係数を選択することによって線量を非常に効果的に低減する方法が得られる。また、マルチスライスCTシステムの持つ新しい可能性を特に利用することも線量を制限するのに役立ち得る。実効スライス厚の過去に遡及する変化を考慮したz補間法とzフィルタリングという新しいアプローチは、新たな被ばくを与えることなしに、高い三次元空間分解能画像、あるいは低ノイズでかつ優れた低コントラスト分解能を持つ画像を提供する。

4.3. 管電流、ろ過及びその他の技術的因子

(75) CTシステムの線量効率を改善するためのいくつかの技術的な方法が知られており、一部は試行されている。しかしながら、それらの使用は、他の目的及び要求と相反することがしばしばある。例えば、患者線量を低減するために付加フィルタを厚くすると、高いmAs値が必要となり、そのためX線管球により大きな負荷をかけることになる。これは、ヘリカルCTに許容される撮像時間の制限につながり得る。マルチスライスCTシステムは撮像時間を大幅に短縮できるため、X線管球の負荷が軽減され、付加フィルタを使用することが可能となる。

(76) 小児の CT や特殊な適応に対する低線量撮像プロトコルの決定と作成については、更に研究を進め、また製造業者によって積極的に推進されるべきである。ノイズを低減する画像再構成法の更なる開発は、特にかなりの潜在的能力を有するマルチスライス CT システムにおける多次元適合フィルタと関連して、有望と思われる (Kalender, 2000 ; Kachelriess, 2001)。

(77) 線量の有意な低減は、解剖学的構造に適合させ、減弱に依存した管電流変調より達成できる。この基本的な考えは、CT 画像のピクセルノイズは、減弱するにしたがって量子ノイズが最大になる投影画像に主として起因する、ということである。つまり、円形から著しく外れた断面に対しては、減弱の少ない投影において、ノイズパターンに大きく影響することなく放射線強度を減らすことができる。このことは、いくつかの研究 (Gies ら, 1999 ; Kalender, Wolf と Suess, 1999 ; Kalender, Wolf, Suess ら, 1999) で明確に示されているように、画質を劣化させないで線量を低減できるかなりの可能性がある。

(78) 人体の解剖学的構造は、実際には常に、多かれ少なかれ円形又は円筒形からかなりはずれた横断面を含んでいる。それゆえ、管電流変調を用いた研究では、画質を損なうことなしに、mAs 値を一般に 10 ないし 50% 低減できることが示されている。特に、A-P 方向と横方向の間で減弱特性が極端な違いをもつ撮像、例えば肩のような部位における撮像では、50% 以上の吸収線量の低減が可能である (Greess ら, 1999 ; Kalender, Wolf と Suess, 1999)。

(79) 管電流変調を用いると、選択的に画質に影響を与えることも可能である。横方向において管電流を高め、AP 方向では管電流を低くすることにより、画質を改善すると同時に、線量をかなり低減させることができる。実際の患者線量は、mAs 値よりもさらに低くなる。例えば、腰部における検査で、mAs 値は典型的に約 40% 低減された。これは、ファントム測定とモンテカルロ計算の結果から、患者線量にして約 60% から 70% の低減に相当する (Kalender, 2000)。

(80) ヘリカル CT では、新しい管電流変調技術が予定されている。それは、管電流を変調するために必要な X 線減弱の参照データが、最短時間内に、かつ最短距離にわたって求められるからである。現在使用されている管電流変調に関するパラメータは、反対側の管球位置つまりわずか 180° すなわち 1 回転当たりのテーブル移動の半分だけ移動した位置から得られたすぐ前の値からリアルタイムで決定される。このアプローチは、一般にヘリカルスキャンに応用できる。すべての製造業者は、それを実行し、提供することを奨励されるべきである。副次的な有利な効果として、管球の寿命が長くなるはずであり、また検査当たりの全 mAs が下がるので X 線発生部分への要求が減るかもしれない。

4.4. 線量に関する情報の提供

(81) CT 設置施設における通常業務としての線量計測の実施と参考線量レベル確立の努力を強めることは、技術を制御したり最適化するだけでなく、患者線量の大きさの程度に関する情報をもっと広く知らせる助けにもなるであろう。

(82) 製造業者がオペレータコンソール上に CTDI 値と DLP 情報を表示することは、この方向に向けた貴重な一歩であり、放射線科医と診療放射線技師は、CTDI と DLP の表示と意味する内容を十分に知っているべきである。また、典型的な患者つまり「標準人」の臓器線量と実効線量の推定値を与える手順とソフトウェアも確立されている (Zankl ら, 1991 ; Jones と Shrimpton, 1993 ; Kalender, Schmitt, Zankl ら, 1999)。さらに、モンテカルロ法により、患者と撮像プロトコルごとに線量分布を計算することも可能である (Kalender, 2000)。

4.5. CT 撮影のための自動照射制御 (AEC)

(83) CT システムの最適化と品質管理は、診断に適した画像が最低限の線量で得られることを保証するものでなければならない。このようになるために、既存の方法を、製造業者と使用者の密接な協力を必要とする CT スキャナの自動照射制御の開発と、客観的に定められた画質について要件の開発という、更なる 2 つのステップで補足しなければならない。つまり、この 2 つの方法の組合せは、その目標として個々の検査のタイプに対し、最低限の線量で得られるある決まったレベルの画質を達成し保証しようとするものである。これには諸基準と診断参考レベルの決定も含まれるであろう。

(84) 人体構造に依存し X 線減弱に基づく管電流調整法の開発は、線量低減のための大きな可能性を示した (Greess ら, 1999 ; Kalender, Wolf と Suess, 1999 ; Kalender, Wolf, Suess ら, 1999)。これらの方法は画質に関して何の不利益も伴わないので、広く使われるべきである。しかし、これまでのところ、これは、あらかじめ決定された 1 回転中の mAs 値の最適な分配に限定されているので、一般的に導入するには、まだ最初の一步というべきである。次に必要なステップは、CT の自動照射制御の開発でなければならない。従来の X 線診断においては古くから自動照射制御は確立されてきたが、その目的は線量を減らすことよりも誤った照射を防止することであった。CT スキャナにおいては、ダイナミックレンジの高いレセプタシステムが広く普及した結果、古典的な意味での誤った照射は除外できるようになり、また技術的に未解決の問題点が残っているので、自動照射制御のアイデアは十分追求されていない。

(85) 一方、人体構造に合わせた管電流調整のような技術は利用可能である。自動照射制

御実現のために残されている技術的な問題は、360°の回転中の管電流調整のほかに、ヘリカルCT検査中の管電流と時間の積（すなわち1回転当たりのmAs値）が変化する身体断面と個々の減弱に連続的に適合するというこの中にある。最大管電流の制限などある制限条件が考慮されるならば、これは技術的に実行可能である。基本的な問題は、例えば特定の検査タイプで要求される画像のノイズと鮮鋭度で定義される画質を前もって客観的に設定することになることである。測定されたCTデータから要求される管電流の値をリアルタイムに計算する問題は解決できる。しかしながら、画質に対する要件は、まず放射線科医によって決められなければならない。

4.6. 画 質

(86) 画質の客観的な尺度が利用できる。しかしそれでも、これらの尺度が画像の完全な記述であると主張できないことが経験的に示されている。これは、例えば線量とコンポリューションカーネルの選択の両方に影響され得るノイズパターンを指す。放射線科医による画質の主観的評価は、客観的に決定された格付けの順序と容易に異なり得る。とはいえ、決定的なパラメータ、とりわけ画像の鮮鋭度とノイズについて合意に達することはできるはずである。

(87) 「最低限必要」と見なされる画質、あるいは放射線防護の観点から、個々の適用において「最適」と見なされる画質は、最低限の線量で、すべての患者に対し、また検査容積のすべてのスライスに対して例外なく保証されなければならない。そうすれば、痩せた患者の検査では、線量は自動的に減らされることになろう。これはもちろん最低限の線量で容認できる画質を確実に得ることが最も重要な小児CTに特にあてはまる。検査の過程で比較的薄い断面に達すると線量が同じように自動的に減らされることになるであろうが、これは今日の一般的な条件下ではほとんど全く実現されていない事柄である。

(88) また、一般に実施されるCT検査において要求される画質パラメータに関して合意を得ることは、施設ごとに大きく異なるパラメータで作業が行われて、結果として異なる吸収線量を与えている状況をも改善することになるであろう。線量が4倍以上異なるという報告が頻繁になされている（Shrimptonら、1998）。また、こうすることによって、線量の要件に関して異なるCTスキャナを比較することが容易になり、一般的な使用における容認規準を決めることが可能になるであろう。

4.7. 事故に対する可能性

(89) CTスキャナに関して結果的に大きな吸収線量を与えた事故はほとんど発生して

いない。これは、スキヤナの設計に起因している。ヘリカル CTにおいて、もし患者テーブルが機械的に動かなくなり、移動せず、管球が回転照射を持続すれば、事故被ばくを受ける状況になることは非常に明らかであろう。患者の固定具、シート及びチューブがテーブル下で絡まってテーブルが機械的に動かなくなることは実際にかなり多く発生する。幸いにも、スキヤナにはテーブル速度の変化率を感知するリニア抵抗電圧計が付いているため、予想されたヘリカルピッチなどと異なるテーブル速度が生じた時には、X線の照射は直ちに停止される。新しい装置の設計において、製造業者は事故の可能性を将来に向けて評価し続けていく必要がある。

付録 A. CT における参考線量

(A1) CT で用いられる基本的な線量計測量は CT 線量指標 (Computed Tomography Dose Index, CTDI) である。CTDI は、テーブル位置を固定し、1 回の回転を行った時の線量プロファイル $D(z)$ の、回転軸 (Z 軸) に平行な直線に沿った積分値を、名目上の X 線ビーム幅によって除したものと定義される。CTDI は、空気吸収線量で表された $CTDI_{100}$ の測定値を与える有効長 100 mm のペンシル型電離箱を使用して便利に測定することができる (IEC, 1999) :

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (\text{mGy}) \quad (1)$$

ここで n は 1 回転当たりの断層像の数、 T はそれぞれの名目上のスライス厚 (X 線ビーム幅) である。

(A2) CT のための基準となる線量測定は、CT 線量測定用標準ファントムで行われた測定に基づいている。これらのファントムには、水等価プラスチックのファントムや断面が楕円形状のものが開発中であるが、現在は、ポリメチルメタクリル樹脂 (PMMA) 製の直径 16 cm (頭部用) と 32 cm (体幹部用) の均質で円柱状のものが使用されている。ファントムの中心 (c) と表面 (p) 下 10 mm で測定された値を組み合わせ、以下の 2 つの参考線量が得られる (CEC, 1999) :

(a) 臨床行為で用いられる照射設定条件に対応する 1 回転における標準的な頭部又は体幹部ファントム中での荷重された CTDI:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \quad (\text{mGy}) \quad (2)$$

ここで $CTDI_{100,p}$ は、ファントム周囲の異なった 4 点における測定平均を表す。

(b) 1 回の検査全体に対する DLP:

$$DLP = \sum_i n_i CTDI_w * nT * N * C \quad (\text{mGy cm}) \quad (3)$$

ここで i はその検査におけるスキャンシーケンス数で、それぞれのシーケンスは名目上のビームコリメーション nT cm (上記の式 (1) で定義) で N 回転、1 回転当たりの照射は C mAs である。 $nCTDI_w$ は、用いられた管電圧と名目上の全ビームコリメーションについて適切な、

表 A 1. 成人患者の CT 検査に対する初期の診断参考レベル (CEC, 1999)

検査	診断参考レベル*	
	1 スライス又は 1 回転当たりの CTDI _w (mGy)	1 検査当たりの DLP(mGy cm)
頭部ルーチン	60	1,050
顔面と副鼻腔	35	360
脊椎骨の外傷	70	460
胸部ルーチン	30	650
肺野の高分解能 CT	35	280
腹部ルーチン	35	780
肝臓と脾臓	35	900
骨盤ルーチン	35	570
骨盤骨	25	520

* ICRP の参考レベルと同じ

表 A 2. 小児患者の CT 検査に対する初期の参考線量値 (Shrimpton と Wall, 2000)

検査	対象患者の年齢 (年)	1 スライス又は 1 回転 当たりの CTDI _w (mGy)	1 検査当たりの DLP (mGy cm)
脳	<1	40	300
	5	60	600
	10	70	750
胸 (一般)	<1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
胸 (高分解能 CT)	<1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
上腹部	<1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
下腹部と骨盤	<1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

正規化された荷重 CTDI ($\text{mGy mA}^{-1}\text{s}^{-1}$) である。

(A3) これらの量は、シングルスライス又はマルチスライスジオメトリースキャナのテーブルインクリメンタルスキャン (コンベンショナルスキャン) 又はヘリカルスキャンに適用することができる。初期の診断参考レベルが、成人 (CEC, 1999) と小児 (Shrimpton と

Wall, 2000) に対する慣行の調査をもとに、いくつかの一般的な手法について公表されている。これらの値を、表 A1 と A2 に示す。このような調査レベルは、ある CT 施設で代表的な患者集団の検査において評価された線量記述値の平均値をローカルに比較するためのものであって、個々の患者に適用すべきものではない。

文 献

- Beaconsfield, T., Nicholson, R., Thornton, A. et al (1998) Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *Eur. Radiol.* 8, 664-667.
- Calzado, A., Rodríguez, R., Muñoz, G. (2000) Quality criteria implementation for brain and lumbar spine CT examinations. *Br. J. Radiol.* 73, 384-395.
- Calzado, A., Ruiz Sanz, S., Melchor, M. et al. (1995) A comparison of measured and calculated organ doses from CT examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 381-385.
- Caon, M., Bibbo, G., Pattison, J. (1999) An EGS 4-ready tomographic computational model of a 14-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations. *Phys. Med. Biol.* 44, 2213-2225.
- Caon, M., Bibbo, G., Pattison, J. (2000) Monte Carlo calculated effective dose to teenage girls from CT examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 90, 445-448.
- CEC (1997) Directive of 30 June 1997 on Health Protection of Individuals against the Dangers of Ionising Radiation in Relation to Medical Exposures. Directive 97/43/EURATOM. Commission of the European Communities, Luxembourg.
- CEC (1999) Quality Criteria for Computed Tomography, European Guidelines. EUR 16262, Commission of the European Communities, Luxembourg.
- Clarke, J., Cranley, K., Robinson, J. et al. (2000) Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. *Br. J. Radiol.* 73, 43-50.
- Conway, B.J., McCrohan, J.L., Antonsen, R.G. et al. (1992). Average radiation dose in standard CT examination of the head: results of the 1990 NEXT survey. *Radiology* 184, 135-140.
- Edyvean, S. (1998) Type Testing of CT Scanners: Methods and Methodology for Assessing Imaging Performance and Dosimetry. Report MDA/98/25. Medical Devices Agency, London, UK.
- Geleijns, J., van Unnik, J.G., Zoetelief, J. et al. (1994) Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. *Br. J. Radiol.* 67, 360-365.
- Gies, M., Kalender, W.A., Wolf, H. et al. (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med. Phys.* 26, 2235-2247.
- Greess, H., Wolf, H., Baum, U. et al. (1999) Dosisreduktion in der Computertomographie durch anatomieorientierte schwächungsbasierte Röhrenstrommodulation: Erste klinische Ergebnisse. *Fortschr. Röntgenstr.* 170, 246-250.

- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F. et al. (1996) Doses to Patients from Medical X-Ray Examinations in the UK—1995 Review. NRPB-R 289. HMSO, London, UK.
- Hidajat, N., Schröder, R.J., Vogel, T. et al. (1996) The efficacy of lead shielding in patient dosage reduction in computed tomography. *Röfo Fortschr. Geb. Röntgenstr. Neuen Bildgeb. Verfahr.* 165, 462-465.
- Hopper, K.D., King, S.H., Lobell, M.E. et al. (1997) The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT-shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 205, 853-858.
- Huda, W., Atherton, J.V., Ware, D.E. et al (1997) An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. *Radiology* 203, 417-422.
- ICRP (1991) 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, *Annals of the ICRP* 21 (1-3).
- ICRP (1993) Radiological protection in biomedical research. ICRP Publication 62. *Annals of the ICRP* 22 (3).
- ICRP (1996) Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. *Annals of the ICRP* 26 (2).
- ICRP (2000) Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. *Annals of the ICRP* 30 (1).
- IEC(1994) Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments, Part 2-6: Constancy Tests—X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC 61223-2-6. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IEC(1999) Medical Electrical Equipment—Part 2: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44. International Electrotechnical Commission, Geneva, Switzerland.
- IPEM (1997) Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems. Institute of Physics and Engineering in Medicine Report No 77. IPEM, York, UK.
- Itoh, S., Ikeda, M., Arahata, S. et al. (2000) Lung cancer screening: minimum tube current required for helical CT. *Radiology* 215, 175-183.
- Jones, D.G. (1997) A realistic anthropomorphic phantom for calculating organ doses arising from external photon irradiation. *Radiat. Prot. Dosim.* 72, 21-29.
- Jones, D.G., Shrimpton, P.C. (1993) Normalised Organ Doses for X-Ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques. NRPB-SR 250. HMSO, London, UK.
- Jurik, A.G., Bongartz, G., Golding, S.J. et al. (1998) The quality criteria for computed tomogra-

- phy. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 49-53.
- Kalender, W.A. (2000) *Computed Tomography*. John Wiley and Sons, New York, NY.
- Kalender, W.A., Schmitt, B., Zankl, M. et al. (1999) A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.* 9, 555-562.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C. (1999) Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation: II. Phantom measurements. *Med. Phys.* 26, 2248-2253.
- Kalender, W.A., Wolf, H., Suess, C. et al. (1999) Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur. Radiol.* 9, 323-328.
- Kato, R., Katada, K., Anno, H. et al. (1996) Radiation dosimetry at CT fluoroscopy: physician's hand dose and development of needle holders. *Radiology* 201, 576-578.
- Keat, N.L. (2000) Real Time CT and CT Fluoroscopy. Medical Devices Agency Report MDA/00/10. HMSO, London, UK.
- Lee, J.S., Primack, S.L., Staples, C.A. et al. (1994) Chronic infiltrative lung disease— comparison of diagnostic accuracies of radiography and low- and conventional dose thin-section CT. *Radiology* 191, 669-73.
- Mayo, J.R., Harstman, T.E., Lee, K.S. et al. (1995) CT of the chest: minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *Am. J. Roentgenol.* 164, 603-607.
- Mettler, F.A., Wiest, P.W., Locken, J.A. et al. (2001) CT scanning: patterns of use and dose. *J. Radiol. Prot.* 20, 353-359.
- Mini, R.L., Vock, P., Mury, R. et al. (1995) Radiation exposure of patients who undergo CT of the trunk. *Radiology* 195, 557-562.
- Nagel, H.D. (2000) *Radiation Exposure in Computed Tomography* 2nd Edition. ZVEI, Frankfurt, Germany.
- Naidich, D.P., Marshall, C.H., Gribbin, C. et al. (1990) Low dose CT of the lungs—preliminary observations. *Radiology* 175, 729-31.
- Nishizawa, K., Maruyama, T., Takayama, M. et al. (1995) Estimation of effective dose from CT examination. *Nippon Acta Radiologica* 55, 763-768.
- Olerud, H.M. (1997) Analysis of factors influencing patient doses from CT in Norway. *Radiat. Prot. Dosim.* 71, 123-133.
- Price, R., Halson, P., Sampson, M. (1999) Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. *Br. J. Radiol.* 72, 489-494.
- Rehani, M.M. (2000) Computed tomography: radiation dose considerations. In: Rehani, M.M. (Ed.), *Advances in Medical Physics*. Jaypee Bros Medical Publishers, N. Delhi, India, pp. 125-

133.

- Rehani, M.M., Berry, M. (2000) Radiation doses in computed tomography. *Br. Med. J.* 320, 593-594.
- Robinson, A. (1997) Radiation protection and patient doses in diagnostic radiology. In: Grainger, R.G., Allison, D.J. (Eds.), *Diagnostic Radiology: A Text Book of Medical Imaging*. Vol I. Churchill Livingstone, New York, NY, pp. 169-190.
- Rogalla, P., Stover, B., Scheer, I. et al. (1999) Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr. Radiol.* 29, 565-569.
- RCR (1998) *Making the Best Use of a Department of Clinical Radiology*, 4th Edition. Royal College of Radiologists, London, UK.
- Rustemeyer, P., Streubuhr, U., Hohn, H.P. et al. (1999) Low-dosage dental CT. *Röfo Fortschr Geb Röntgenstr. Neuen Bildgeb. Verfahr.* 171, 130-35.
- Seifert, H., Blass, G., Leetz, H.-K. et al. (1995) The radiation exposure of the patient from stable -xenon computed tomography. *Br. J. Radiol.* 68, 301-305.
- Sharp, C., Shrimpton, J.A., Bury, R.F. (1998) *Diagnostic Medical Exposures: Advice on Exposure to Ionising Radiation During Pregnancy*. NRPB, Chilton, UK.
- Shrimpton, P.C., Edyvean, S. (1998) CT scanner dosimetry. *Br. J. Radiol.* 71, 1-3.
- Shrimpton, P.C., Jessen, K.A., Geleijns, J. et al. (1998) Reference doses in computed tomography. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 55-59.
- Shrimpton, P.C., Jones, D.G., Hillier, M.C. et al. (1991) Survey of CT practice in the UK. Part 2: Dosimetric aspects. NRPB-R 249. HMSO, London, UK.
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F. (1995) The increasing importance of x-ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 413-415.
- Shrimpton, P.C., Wall, B.F. (2000) Reference doses for paediatric CT. *Radiat. Prot. Dosim.* 90, 249-252.
- UNSCEAR (2000) *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2000 Report to the General Assembly, Annex D: Medical Radiation Exposures*. United Nations, New York, NY.
- Veit, R., Zankl, M., Petoussi, N. et al. (1989) Tomographic anthropomorphic models. Part 1: construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child. GSF-Bericht 3/ 89. Gesellschaft für Strahlenforschung, Neuherberg, Germany.
- Wall, B.F., Hart, D. (1997) Revised radiation doses for typical x-ray examinations, report on a recent review of doses to patients from medical x-ray examinations in the UK by NRPB. *Br.*

- J. Radiol. 70, 437-439.
- Wall, B.F., Shrimpton, P.C. (1998) The historical development of reference doses in diagnostic radiology. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 15-20.
- Weisser, G., Lehmann, K.J., Scheck, R. et al. (1999) Dose and image quality of electron-beam CT compared with spiral CT. *Invest. Radiol.* 34, 415-420.
- Xu, X.G., Chao, T.C., Bozkurt A. (2000) VIP-MAN: an image-based whole-body adult male model constructed from colour photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys.* 78, 476-486.
- Zankl, M. (1998) Methods for assessing organ doses using computational models. *Radiat. Prot. Dosim.* 80, 207-212.
- 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 tomographic examinations. GSF-Bericht 30/91. Gesellschaft für Strahlenforschung, 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. Gesellschaft für Strahlenforschung, Neuherberg, Germany.
- Zankl, M., Panzer, W., Petoussi-Henss, N. et al. (1995) Organ doses for children from computed tomographic examinations. *Radiat. Prot. Dosim.* 57, 393-396.

ICRP Publication 87
CTにおける患者線量の管理

定価（本体1,700円＋税）

2004年5月13日 初版第1刷発行

©2004

翻 訳 社 団
及 び 法 人 日 本 ア イ ソ ト ー プ 協 会
発 行

〒113-8941 東京都文京区本駒込二丁目28番45号

電 話 代 表 (03) 5395-8021

出 版 (03) 5395-8082

F A X 出 版 (03) 5395-8053

振 替 00180-4-614865

発 売 所 丸 善 株 式 会 社

印刷・製本 (株) 恵友社

ISBN4-89073-158-X C3347