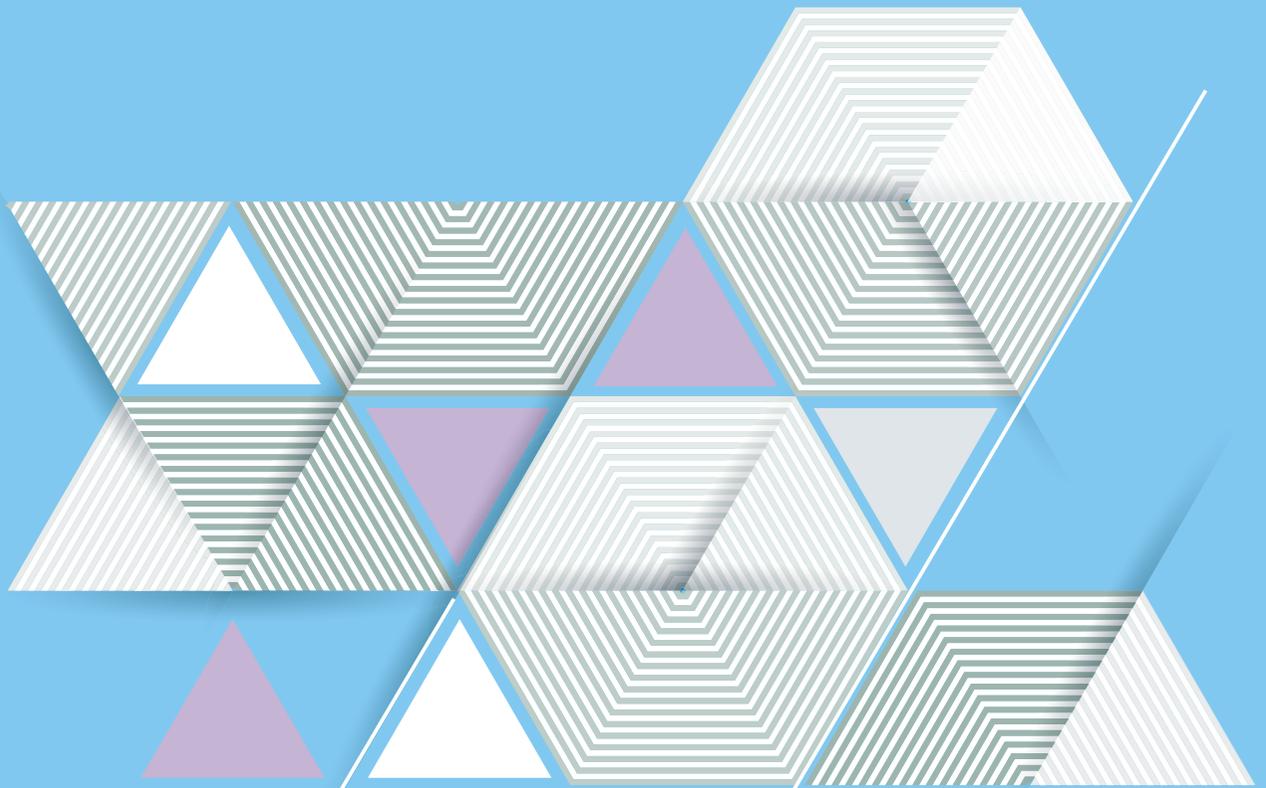


ICRP

Publication 121

小児の放射線診断と IVRにおける放射線防護



小児の放射線診断と IVR における放射線防護

2011 年 10 月 主委員会により承認

ICRP

Publication 121

**Radiological Protection in Paediatric Diagnostic
and Interventional Radiology**

Editor-in-Chief

C. H. CLEMENT

Associate Editor

M. SASAKI

Authors on behalf of ICRP

P-L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush, M. Rehani,
K. Appelgate, R. Sanchez

Copyright © 2021 Nuclear Regulation Authority, Japan. All rights reserved.
Authorized translation from the English language edition published for
The International Commission on Radiological Protection by Elsevier Ltd.
Copyright © 2013 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 121
Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Yoshiharu YONEKURA

Translated by

Takashi MORITAKE

Editorial Board

The Japanese Translation Committee of ICRP Publications
Translation Project of ICRP Publications,
Nuclear Regulation Authority, Japan

working in close collaboration with Japanese ICRP & ICRU members.

◆ Committee members ◆

| | | |
|--|---|------------------------------|
| Ohtsura NIWA [*] , ¹⁾ (Chair; until 2018.03) | Gen SUZUKI (Chair; from 2018.06) | |
| Keiko IMAMURA ¹⁾ (Vice-chair; until 2018.03) | Michiya SASAKI (Vice-chair; from 2018.06) | |
| Kazuko OHNO ³⁾ | Keiji ODA ²⁾ | Isao KAWAGUCHI |
| Nobuyuki KINOUCHI ²⁾ | Yasuhito SASAKI [*] | Hiroshi YASUDA ²⁾ |
| Michio YOSHIZAWA ¹⁾ | | |

◆ Supervisors ◆

| | |
|--|--|
| Michiaki KAI (ICRP, MC) | Ohtsura NIWA [*] , ²⁾ (ICRP, MC) |
| Kotaro OZASA (ICRP, C1) | Kazuo SAKAI (ICRP, C1) |
| Tatsuhiko SATO (ICRP, C2) | Makoto HOSONO (ICRP, C3) |
| Yoshiharu YONEKURA [*] (ICRP, C3) | Toshimitsu HOMMA (ICRP, C4) |
| Norio SAITO (ICRU) | |

* Former ICRP member. ¹⁾ Until March 2018, ²⁾ From June 2018, ³⁾ From October 2018.

邦訳版への序

本書は、ICRPの主委員会で2011年10月に承認され2013年4月に刊行された、小児の放射線診断およびIVRにおける放射線防護の考え方についての報告書

Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology
(Publication 121. *Annals of the ICRP*, Vol.42 (2) (2013))

をICRPの承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳にあたっては、日本アイソトープ協会より業者翻訳の下訳を提供していただき、産業医科大学の盛武敬氏によって翻訳が行われた。この翻訳稿をもとに、ICRP刊行物翻訳委員会において推敲を重ねるとともに、ICRP第3専門委員会（本書作成時）の米倉義晴氏の監修をいただき、最終稿を決定した。原文の記述への疑問は原著関係者に直接確認して訂正し、また原文の意味を正しく伝えるために必要と思われた場合は、多少の加筆や修正、訳注を付した。

UNSCEAR 2008年報告書によれば、日本はOECD加盟国のなかで百万人当たりのCTスキャナー台数が群を抜いて多く、また国民の年間医療被ばくの平均値も約3.9 mSvと世界トップレベルである（環境省、令和元年度版「放射線による健康影響等に関する統一的基礎資料」）。近年、世界的にX線透視下でカテーテル等を介して治療を行うインターベンショナル・ラディオロジー（IVR）手技が普及し始めており、医療被ばく線量のさらなる増加を予感させる。このような背景もありICRPは、その2007年勧告以降、医療被ばくにおいても放射線防護の最適化がなされるべきと考えている。

とりわけ小児は、放射線感受性が高く、余命が長いこと、放射線影響を受けた組織幹細胞や前駆細胞が腫瘍細胞に成長するリスクが高いと考えられる。このため、小児の放射線画像診断を検査依頼する担当医にあつては、他の検査手技を含めた検討を行い、放射線検査が正当化されるか否かの判断が要請される。一方、画像診断やIVRを実施する部門の医師や技師は、被ばく線量の最適化のために身体の小さな子供に合わせた照射野や照射線量の調整を要請されている。本報告書は、放射線防護の基本的考え方に加え、

最適化プロセスで利用される診断参考レベルや最適化のための様々な手技についても紹介している。多くの医療者に是非読んでおいていただきたい報告書である。さらに、規制当局にとっては、医療被ばくの低減を図る施策を立案する上で、本報告書は参考になるだろう。

本書の完成には、年度をまたぎ複数の事務局が関わっている。担当事務局の原子力安全研究協会（～令和元年度）および日本エヌ・ユー・エス株式会社のスタッフ、とりわけ迫田幸子さんには大変お世話になった。ICRP 刊行物の訳語の一貫性や理系の研究者だけでは気がつかない言葉遣いの検討など、事務局の努力なしでは、完成度の高い翻訳版はできなかったであろう。この紙面を借りて、ICRP 刊行物翻訳委員会を代表してすべての事務局スタッフにお礼を申し上げたい。

当翻訳事業の成果は、すべて ICRP のウェブサイトにて PDF 版にて公開される。また、原子力規制委員会においては、この令和 2 年度から当翻訳事業で翻訳した ICRP の出版物を以下の URL で公開する運びとなった (https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html)。この翻訳が、我が国の放射線防護に資することを、完成までの過程に携わったすべての方々とともに心より願うものである。

2021（令和 3）年 1 月

ICRP 刊行物翻訳委員会
委員長 鈴木 元

原子力規制庁
国内規制に係る国際放射線防護委員会刊行物の調査事業
ICRP 刊行物翻訳委員会

委員長 丹羽 太貫¹⁾ (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)*
鈴木 元²⁾ (国際医療福祉大学クリニック)**
副委員長 今村 恵子¹⁾ (元 聖マリアンナ医科大学)*
佐々木道也²⁾ ((一財)電力中央研究所)**
委員 大野 和子³⁾ (京都医療科学大学)
小田 啓二²⁾ (神戸大学)
川口 勇生 ((国)量子科学技術研究開発機構)
木内 伸幸²⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)
保田 浩志²⁾ (広島大学原爆放射線医科学研究所)
吉澤 道夫¹⁾ ((国)日本原子力研究開発機構)

監 修 者

甲斐 倫明 (ICRP 主委員会, 大分県立看護科学大学)
丹羽 太貫²⁾ (前 ICRP 主委員会, (公財)放射線影響研究所)
小笹晃太郎 (ICRP 第 1 専門委員会, (公財)放射線影響研究所)
酒井 一夫 (ICRP 第 1 専門委員会, 東京医療保健大学)
佐藤 達彦 (ICRP 第 2 専門委員会, (国)日本原子力研究開発機構)
細野 眞 (ICRP 第 3 専門委員会, 近畿大学)
米倉 義晴 (前 ICRP 第 3 専門委員会, (公社)日本アイソトープ協会)
本間 俊充 (ICRP 第 4 専門委員会, 原子力規制庁)
齋藤 則生 (ICRU 委員, (国)産業技術総合研究所)

¹⁾2018 年 3 月まで, ²⁾2018 年 6 月から, ³⁾2018 年 10 月から
*2017 年 6 月～2018 年 3 月, **2018 年 6 月から

抄 録

小児患者は、同じ線量に被ばくする成人に比べ、がんを発症する平均リスクが大きい。小児は今後期待される余命が長いので、放射線によるなんらかの有害な影響が発現しうる時間もそれだけ長くなる。また、発達段階の臓器と組織は放射線に対してより高感受性である。この刊行物では、検査依頼医*と、小児患者に画像診断やインターベンション手技を施す臨床スタッフに対して、放射線防護に関する指針となる原則を提示することを目ざしている。ここでは放射線防護の基本概念的概説から始まり、次に正当化と最適化の原則を含む放射線防護の一般的側面について説明する。その後、個々のモダリティ——単純X線撮影と透視、IVR、コンピュータ断層撮影（CT）——に対する放射線防護のガイドラインと提案を深く掘り下げる。本刊行物は要約と勧告で締めくくられる。

電離放射線を用いるすべての手技について、放射線手技の厳密な正当化の重要性が強調されており、電離放射線を使用しないイメージングモダリティの使用を常に検討すべきである。放射線防護の最適化の基本的な目的は、必要な画像ができるかぎり低い放射線量で得られ、診断の解釈に十分な質を保ちながら純便益が極大化するように、イメージングパラメータと施設の防護措置を適正化することにある。小児向けの新しいイメージング装置を購入する場合は、線量低減措置を講じることができるとどうかについて特段の考慮をすべきである。小児イメージングの特徴的な点の1つは患者の体格（および体重）差が大きいことにある。そのため、装置、技術およびイメージングパラメータの最適化と変更には特別な注意が必要となる。優れたX線撮影技術および透視技術の例として、入念な患者位置合わせ、照射野サイズと適切な照射野絞り、防護的遮蔽具の使用、照射条件の最適化、パルス透視の使用、透視時間の制限などが含まれる。難易度の高い小児インターベンション手技は、経験豊かな小児インターベンション医が行うべきであり、彼らはさらにもう一段階上の、専門レベルの放射線防護の訓練を受けることが望ましい（これが必須となっている国もある）。CTの場合、線量低減は、患者の体重または年齢、スキャンする部位、検査の適応（例えば、ノイズが多い画像でも十分な診断品質があれば受容すべきである）に応じた、スキャンパラメータ（mA, kVp, ピッチ等）の調整によって最適化すべきである。その他の線量低減戦略としては、多相撮影プロトコルの制限、スキャン部位の重複の回避、当該領域のみのスキャン、などがある。管電流変調法、臓器別線量変調法、自動管電圧制御技術、逐次近似画像再構成法などの最新の線量低減技術を適宜利用すべきである。

この刊行物が医療機関における手技の標準化の促進を支援し、患者の便益に関する認識の向上と最終的な実践の促進に寄与することが期待される。

キーワード：正当化、最適化、小児患者、放射線防護、診断放射線医学、IVR

*訳注 多くは放射線科医に検査を依頼する他科の医師のこと。

目 次

| | 頁 | (項) |
|---------------------------------|------|------|
| 抄 録 | v | |
| 論 説 | ix | |
| 序 文 | xiii | |
| 総 括 | xv | |
| | | |
| 1. 緒 論 | 1 | (1) |
| | | |
| 2. 放射線防護の基本概念 | 3 | (6) |
| 2.1 数量と単位 | 3 | (6) |
| 2.2 放射線防護の生物学的根拠の概要 | 5 | (12) |
| 2.2.1 確定的影響 | 5 | (13) |
| 2.2.2 確率的影響 | 6 | (14) |
| | | |
| 3. 小児画像診断における放射線防護の一般的側面 | 7 | (18) |
| 3.1 放射線診断手技の正当化 | 7 | (18) |
| 3.1.1 正当化されない小児単純 X 線撮影の例 | 8 | (26) |
| 3.2 放射線防護の最適化 | 9 | (29) |
| 3.2.1 放射線装置 | 9 | (31) |
| 3.2.2 装置と技術的パラメータの妥当性 | 10 | (34) |
| 3.2.3 小児放射線医療における診断参考レベル | 10 | (36) |
| 3.3 品質基準の導入と監査 | 14 | (40) |
| | | |
| 4. 小児一般撮影と透視における放射線防護 | 15 | (43) |
| 4.1 患者の位置合わせと固定 | 15 | (44) |
| 4.2 照射野サイズと X 線ビームの絞り | 16 | (48) |
| 4.3 防護のための遮蔽体 | 16 | (50) |
| 4.4 単純 X 線撮影の撮影条件 | 17 | (58) |
| 4.4.1 実効 (名目) 焦点サイズ | 18 | (59) |
| 4.4.2 付加フィルタ | 18 | (60) |
| 4.4.3 散乱線除去グリッド | 18 | (62) |
| 4.4.4 焦点受像面間距離 | 19 | (65) |

| | | | |
|--------|------------------------------------|----|-------|
| 4.4.5 | 自動露出制御 | 19 | (67) |
| 4.4.6 | 透視における自動輝度調整 | 20 | (71) |
| 4.4.7 | 照射時間 | 20 | (72) |
| 4.5 | 移動型 X 線撮影 | 21 | (77) |
| 4.6 | デジタル X 線撮影装置 | 21 | (81) |
| 4.7 | スクリーン-フィルムシステム | 22 | (85) |
| 4.8 | 透 視 | 23 | (87) |
| 5. | 小児 IVR における放射線防護 | 25 | (92) |
| 5.1 | 患者への不必要な線量の低減 | 25 | (96) |
| 5.2 | スタッフへの不必要な線量の低減 | 26 | (98) |
| 5.3 | デジタル血管造影法またはデジタルサブトラクション血管造影法による撮影 | 27 | (101) |
| 6. | 小児 CT 撮影における患者の放射線防護 | 29 | (103) |
| 6.1 | CT 撮影の線量測定 | 29 | (103) |
| 6.2 | 正当化/適応 | 30 | (107) |
| 6.3 | CT 装置における線量低減措置 | 32 | (113) |
| 6.4 | 画質と検査の質の最適化 | 33 | (114) |
| 6.5 | スキャンパラメータの調整と線量低減の最適化 | 34 | (118) |
| 6.5.1 | 管電流時間積 (mAs) | 34 | (119) |
| 6.5.2 | 管電圧 (kVp) | 34 | (121) |
| 6.5.3 | スライス厚 | 35 | (123) |
| 6.6 | 防護のための遮蔽体 | 36 | (124) |
| 6.7 | 小児 CT 撮影における線量低減の原則 (Vock, 2005) | 37 | (128) |
| 7. | 要約と勧告 | 39 | |
| 付属書 A. | 小児放射線手技の適切な使用のためのガイドライン | 41 | |
| A.1 | 中枢神経系 | 41 | |
| A.2 | 頸椎および脊椎 | 41 | |
| A.3 | 筋骨格系 | 42 | |
| A.4 | 心胸郭系 | 42 | |
| A.5 | 消化管系 | 43 | |
| A.6 | 泌尿生殖器系 | 43 | |
| | 参考文献 | 45 | |

論 説

小児医療における放射線防護の改善

電離放射線は、1世紀以上にわたり医療で使用されてきた。これが診断と治療の双方に非常に大きな利益をもたらし患者のケアに大きな改善をもたらしたことは疑いのないところである。近年、最先端のイメージング技術と手法、高度に専門化された電離放射線の治療応用、透視ガイド下手技などの導入により、この分野は驚異的な進歩を見せており、何十年か前には想像も及ばなかった外科的インターベンションが可能となっている。

国際放射線防護委員会（ICRP）は、医療における放射線利用の急速な進歩を継続的にフォローしている。放射線防護体系は、患者、介助者、介護者、生物医学研究の志願者、医療被ばくを受ける可能性あるすべての人々の防護を含め、あらゆる側面を網羅している。医師その他のスタッフの職業被ばくも考慮される。医療手技から生じる公衆の被ばくも同様である。委員会の2007年勧告（ICRP, 2007b）の防護体系が医療における放射線防護にどのように適用されるかを解説するために *Publication 105*（ICRP, 2007c）が作成されているが、それ以降のいくつかの刊行物では、個々の医療用途についてさらに詳細にこのテーマを取り上げている。

2007年勧告（ICRP, 2007b）に記されているように、医療被ばくは計画被ばく状況内で発生する。この場合、リスクと便益の大半をひとりの個人、すなわち患者が受けることになるため、線量限度は適用されない。介助者と介護者、生物医学研究の志願者の場合は、わずかながらそれより複雑であるが、同じ一般原則があてはまる。しかし、医療被ばくを含め、どのような状況であっても、防護の最適化が鍵となる原則である。診断手技における最適化の補助として、ICRPは診断参考レベルの使用を推奨している。参考レベルの使用範囲を、診断手技以外の医療被ばくにも広げるかどうかは検討中である。

すべての状況で、防護の最適化が線量を最小限にすることは限らない。最適化とはむしろ損害と便益のバランスをとることである。同じことが医療被ばくにもあてはまる。これについて、委員会は患者の防護の最適化が、医療目的に見合うように患者の線量を管理することであるとより明確に述べている。患者が被る損害を低減するために線量を低減することは賢明であるが、たとえば、もはや画像から必要な診断情報が得られぬほど低い線量でCT撮影を行うことや、効果が見込めぬまで線量を低減してがん放射線治療を行うことは、優れた医療行為に反しており、健全な放射線防護とは呼べない。

正当化も、医療被ばくの鍵となる原則である。*Publication 105* は3つのレベルの正当化を示しており、その1つが個々の被ばくの正当化である。これは、特に複雑な診断手技やインターベンション手技などの高線量検査では重要になる。この場合「施術医による個々の正当化は特に重要であり、入手可能なすべての情報を考慮すべきである。具体的には、予定されている手技および代替手技の詳細、個々の患者の特徴、予想される患者線量、過去または今後予想される検査または治療に関する情報の入手可能性などである」(ICRP, 2007c, 67 項)。

重要な「個々の患者の特徴」の1つが年齢である。小児患者に対しては、成人患者とは異なった扱いをしなければならない。その理由の1つは、乳幼児と小児は、平均して、同一線量を被ばくする成人に比べ、がんを発症するリスクが大きいからである。小児のほうが余命が長いため、放射線によるなんらかの有害な影響が発現することができる時間もそれだけ長くなる。また、発達段階の臓器と組織は放射線に対してより高感受性である。

この刊行物では、医療における放射線防護のおもな基本的概念を取り上げ、画像診断、単純X線撮影と透視、IVR、コンピュータ断層撮影(CT)における小児患者の放射線防護を具体的に検討している。具体的な例とガイダンスを掲載した。付属書Aでは、小児放射線医学的手技の適正利用に関するガイダンスを、中枢神経系、頸椎と脊椎、筋骨格系、心胸郭系、消化器系、泌尿生殖器系の臓器別に用意した。

多くの場合、医療機器や医療手技は、成人患者を念頭に置いて設計または設定されるが、このことが明確に示される場合もあればそうでない場合もある。電離放射線が用いられる多くの場面で、小児患者にあわせて機器や手技を調節することで、同じ医学的便益を少ない線量で提供でき、放射線防護の大きな改善につながる可能性がある。この刊行物では、小児患者に特化した放射線防護に関するガイダンスを提示しているが、最終的な目的は、小児という、当然ではあるが、我々が特別な注意を求める年齢層の放射線防護を改善することにある。

本書とはまったく別件となるが、オタワ(カナダ)のICRP科学事務局に Michiya Sasaki (佐々木道也博士) が加わったことに、委員会は歓迎の意を表したいと思う。佐々木博士は、無償の専門家として2012年1月にICRPに加わった。佐々木博士は、ICRP秘書官補佐として、さまざまな点でICRP科学秘書官を援助している。具体的にはICRP主委員会の会議に向けた準備、ICRP年次報告の作成、ICRPウェブサイトの維持、特に *Annals of the ICRP* の刊行などである。佐々木博士は先に刊行された数冊の刊行物の作成に協力してきたが、直近発行の刊行物 (*Publication 120*) から、現在では *Annals of the ICRP* の共同編集者として認められている。佐々木博士は、Christopher Clement 科学秘書官と秘書の Lynn Lemaire 氏に、ふたりの支援のおかげで快適に働き、オタワでの「生活をうまく始める」ことが可能となったと感謝を示している。また、日本での所属組織である CRIEPI (電力中央研究所)、ICRP「ファミリー」に自分を温

かく迎え入れてくれた ICRP メンバー，オタワでの仕事と生活に適応するのを親切に援助してくれた他の多くの人々に感謝している。佐々木博士は ICRP に貢献し，カナダの素晴らしい文化と美しい自然を楽しむことを待ち望んでいる。

ICRP 科学秘書官
編集長

CHRISTOPHER H. CLEMENT

ICRP 秘書官補佐
共同編集者

MICHIYA SASAKI

序 文

国際放射線防護委員会（ICRP）第3専門委員会は、2001年に小児放射線防護の最適化に対する取り組みに初めて着手し、「CHILDSMART」というスローガンをステッカーとポスターで広く周知した。この刊行物は2004年に北京で開催されたICRP会議で初めて構想され、会議では、小児放射線防護というテーマが、優れた放射線医療を行う上で最も重要であり、このテーマの重要性の認知を広めるために、このような文書が必要であることが確認された。この刊行物は、医療における放射線防護行為に関して、第3専門委員会が作成した過去のICRP刊行物に準拠した、小児放射線診断とIVRにおける放射線防護に関する包括的刊行物であり、小児診療に携わる検査依頼医と臨床スタッフのガイダンスとなることを意図している。さらに、専門家組織の間からICRPに対し、この分野での勧告を策定してほしいという要請が寄せられた。第3専門委員会は、Hans Ringertzを議長とする作業部会を発足させることとした。この作業部会は、主要な放射線科医並びに小児放射線医学と放射線防護を専門分野とする医学物理士から構成された。その後2009年に、Pek-Lan Khongが、ポルトでのICRP会議でHans Ringertzとともにこの作業部会の共同議長に就任した。

この作業部会の委員は以下のとおりである。委員は全員、この刊行物に貴重な貢献を果たした。

P-L. Khong（共同議長）

H. Ringertz（共同議長）

V. Donoghue

D. Frush

M. Rehani

K. Appelgate

R. Sanchez

本刊行物は、2010年と2011年のICRP会議での内部議論でさらに議論を深め、推敲され、また、意見公募を通じて得たコメントも非常に役に立った。委員会はまた、本刊行物の作成全体を通じて、数多くの有益な提案を行ってくれた政府、非政府組織や個人のすべての貢献に対しても感謝の意を表したい。

総 括

(a) 本刊行物は、検査依頼医や画像診断とインターベンション手技を施す臨床スタッフに対して、放射線から小児患者を防護するための指針となる原則を提示することを目指しており、小児のイメージングに特有と思われる具体的な問題に焦点を当てている。

(b) 本刊行物は放射線防護の基本的概念の概説から始まり、次に正当化と最適化の原則を含む放射線防護の一般的側面について説明している。その後、個々のモダリティー単純 X 線撮影と透視、IVR、コンピュータ断層撮影 (CT) ーに対する放射線防護のガイドラインと提案を深く掘り下げている。最終章は要約と提言で締めくくられる。

(c) 電離放射線に関連するすべての手技、特に比較的高い放射線量を照射するモダリティーである CT とインターベンション手技について、放射線手技の厳密な正当化の重要性が強調されている。電離放射線を使用しないイメージングモダリティーの使用を常に検討すべきである。

(d) 画像診断とインターベンション手技に対する放射線防護の最適化の基本的な目的は、必要な画像ができるかぎり低い放射線量で得られ、純便益が極大化されるように、イメージング・パラメータと施設の防護措置を適正化することにある。

(e) 患者の幅広い体格（および体重）差に対応するため、装置のパラメータ設定幅を最大限に使って小児用に最適化することが必要である。ほとんどのイメージング装置とメーカー仕様の撮影プロトコルは、成人用に構成されており、小児に使用するためには、装置パラメータと照射パラメータの修正が必要と思われる。装置の設置、撮影プロトコルの設定、最適化を支援するため、可能なかぎり医学物理士の助言を求めるべきである。新しいイメージング装置を購入する場合は、線量低減措置を講じることができかどうかを特段に考慮すべきである。

(f) 最適化プロセスを補助するためのローカル^{*1}、地域^{*2}、国のレベルでの診断参考レベル (DRL) の策定とその定期的な改訂が奨励される。また、撮影基準、画質および撮影技術の定期的監査は、放射線防護文化の一環として実施されるべきである。

(g) 優れた単純 X 線撮影技術には、患者の位置決めと固定、正しい照射野サイズと的確な X 線照射野絞り、防護のための遮蔽装備の使用、X 線撮影の照射条件（焦点サイズ、ろ過、散

*1 訳注 全国レベルに対して限られた範囲のもの、を意味している。具体的には、国のレベルを受けた地方行政単位のレベルのほか、特定の専門領域（例えば小児医療）や、国立大学病院のグループなど、共通要素をもつ施設群が被ばく線量の最適化を促すために協議して設定するものも含む。

*2 訳注 国がいくつか集まったレベル、例えば欧州連合 (EU) など。

乱線除去グリッドの特性と適切な使用、焦点受像面間距離、管電流－照射時間積）の最適化が必要となる。

(h) 透視での線量低減技術には、パルス透視の使用、できるかぎりX線源から透視台を離す、イメージンテンシファイア (II) をできるだけ患者に近づける、透視時間を制限し、透視の使用は動いている目標の評価に限定する、透視を開始する前にバーチャルコリメーション技術*を使って位置決めを行う、重要な解剖学的領域の照射野をきつく絞る、放射線感受性の高い部分を避けるようにX線ビームの入射角度を変える、などの方法がある。拡大透視の使用は最低限にとどめるべきである。また、放射線量（面積空気カーマ積）を記録すべきである。

(i) インターベンション手技は、特に体格の小さな乳児に対して行う際は、経験豊かなインターベンション医が実施すべきである。チームメンバー全員が放射線防護のトレーニングを受けるべきであり、インターベンション手技が相対的に高線量の手技であり、高い最大皮膚線量をもたらす、被ばくした臓器や組織の吸収線量も高値となる可能性があるため、一部の国では、さらにもう一段階上の、専門レベルの放射線防護の訓練を受けることが要求されている。新生児、乳児または小児の体格に比べイメージンテンシファイアの寸法が大きいこと、そして成人に比べ小児患者では拡大透視を用いる必要性が高いことが患者の線量を高める要因となっている。撮影は必要な場合に限定すべきであり、臨床目的を達成するために必要とされる最も少ない秒間フレーム数を使用すべきである。撮影は、照射野絞りをきつく閉じて、最小の拡大率で実施すべきである。患者だけでなく、散乱放射線を介したスタッフへの不必要な被ばく線量の低減が重要である。

(j) CTの場合、線量低減は患者の体重または年齢、スキャンする部位、検査の適応（例えば、ノイズが多い画像でも十分な診断品質があれば受容すべきである）に応じた、スキャンパラメータ（mA, kVp, ピッチ等）の調整によって最適化すべきである。その他の線量低減戦略としては、多相撮影プロトコルの制限、スキャン部位の重複の回避、当該領域のみのスキャン、などがある。モーションアーチファクトの最小化、細心の注意を払った造影剤の経静脈投与、多断面再構成や三次元再構成などの検査の質の向上に有用と思われる後処理技術の適用にも注意を払うべきである。画像表示に関しては、ディスプレイモニターと周囲の環境を最適化すべきである。局所防護のための遮蔽体の使用に関しては、そのやり方は医療機関ごとにそれぞれ異なる。1つのアプローチがすべてのスキャナにあてはまるわけではなく、適切に使用しなければ遮蔽体がかえって放射線量を増やす場合さえあるので、プロトコルはスキャナごとに個別にテストすべきである。ビスマスシートを使用する場合は、ビスマスシートが覆った部分での管電流を不当に高めないよう、スカウトビューを撮影（または自動照射制御のプレスキャ

*訳注 最終画像保持機能を活用して、透視を出さずに照射野絞りの開閉がイメージできる技術。

ニング) した後でのみ、ビスマスシートを敷くべきである点に注意することが重要である。ビスマスシートは、アーチファクトを避けるため、皮膚表面に近づけすぎず、表面に平らに置くべきである。最後に、管電流変調法、臓器別線量変調法、自動管電圧制御技術、逐次近似画像再構成法などの最新の線量低減技術を適宜利用すべきである。

1. 緒 論

(1) 乳児および小児の放射線診断検査は、成人に比べて単位放射線量あたりのがん発症リスクが平均して高い。

(2) 小児のリスクがより高いことは、小児の今後期待される余命が成人より長く、放射線の有害な影響が発現しうる時間がそれだけ長くなることと、発達過程にある臓器と組織が放射線の影響に対してより高感受性であるという事実によって説明される。さらに、乳児や年少の小児の平均リスクは年長の小児に比べて高い (Preston ら, 2007)。

(3) X線技術の使用の拡大によって、放射線診断による電離放射線の年間集団線量および1人当たりの線量が、いくつかの先進諸国では、これまでの最大の放射線源 (自然バックグラウンド放射線) から受ける線量を上回る状況となった (UNSCEAR, 2008)。そのため、すべての患者に対する放射線防護の観点から、すべての放射線検査が正当化され、最適化されることが不可欠であり、特に小児患者にとってこれは重要である。

(4) コンピュータ断層撮影 (CT) 検査は比較的高い放射線量を伴うと考えられ、CT検査のうち約7-10%は小児を対象として実施されていると推定されている (Brenner と Hall, 2007; Berrington de Gonzalez ら, 2009)。小児 CT による臓器と組織の吸収線量は比較的高く、被ばく臓器の吸収線量は通常およそ2から30 mGy である。

(5) 本刊行物の目的は、小児の画像撮影に特有の問題と思われる具体的な課題に焦点を当てつつ、検査依頼医と画像診断やインターベンション手技を施す臨床スタッフに対し、小児患者を放射線から防護するための指針となる原則を提示することにある。

2. 放射線防護の基本概念

2.1 数量と単位

(6) 発がんや遺伝性影響といった確率的影響（細胞損傷）に対する放射線防護で使用される基本的物理量は、1つの臓器または組織全体で平均した吸収線量である（すなわち、平均吸収線量、臓器に付与されたエネルギーを臓器または組織の質量で除した値）。確定的影響（細胞死から生じる組織反応）では、吸収線量は、例えば直接放射線に照射された皮膚などの、組織の中で特に被ばく線量の大きい部分の平均値である。確率的影響と確定的影響の定義に関する詳細については2.2節を参照のこと。吸収線量のSI単位はジュール／キログラム ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) であり、その特別名称はグレイ (Gy) である。

(7) X線を用いた医療画像手技の実施中は、診断手技またはインターベンション手技を受けている患者の臓器や組織の平均吸収線量を、通常直接測定することができない。しかし近年、いくつかの実測定から臓器と組織の平均吸収線量を導き出す方法の開発に大きな進歩がみられ、かなりの量のデータが発表されている（例えばICRU, 2005; IAEA, 2007）。実際には、患者の体外の放射線場を特徴づける測定可能な量が患者線量管理を補助するために使われている。これらの量は、入射表面線量や入射表面空気カーマのような単純な量と、X線装置の特徴に応じて様々に組み合わせられたその他多くの量がある（例えばCTの場合は、*Publication 87*と*102* (ICRP, 2000, 2007a) 参照)。長年にわたり、これらの測定から得られた線量の読み値は、入射表面線量や面積線量のような、空気の吸収線量として表されてきた。しかし実際には、現在の線量評価装置で測定されている量は空気の吸収線量ではなく空気カーマである。そのため、ICRU (2005) と IAEA (2007) は、診断参考レベルに対しては入射空気カーマ、入射表面空気カーマ、面積空気カーマ積などの空気カーマで表した放射線場関連の量を使用することを推奨している（診断参考レベル; 3.2.3 項参照）。したがって、医学界でもこれらの量を熟知しておくべきである。しかしながら本刊行物においては文献中の表記にしたがって、データ表には空気の吸収線量として表わしている。

(8) 放射線の種類によって、確率的影響をもたらす細胞損傷を誘発する効果に差がある。この差を考慮するために、「等価線量」という量（臓器または組織の平均吸収線量に、無次元の放射線加重係数をかけた値）が導入されている。この係数は放射線の種類を考慮したものである。撮影で使用される基本放射線（光子）の場合、放射線加重係数は1であるため、平均吸収線量と等価線量は数値的に同じ値になる。等価線量のSI単位はジュール／キログラム ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$)



図 2.1 吸収線量、等価線量および実効線量の関係

で、特別名称はシーベルト (Sv) である。放射線加重係数に関する詳細な議論については、*Publication 92* と *103* (ICRP, 2003, 2007b) で取り上げている。

(9) 等価線量の値が同じでも、体の臓器や組織が異なれば生じる傷害の発生確率も重篤度も異なる。委員会は、傷害の発生確率と重篤度の組合せを「損害」(デトリメント)と呼んでいる。これは健康損害を意味している。体のすべての臓器と組織における等価線量の確率的影響によって生じる全体の損害を反映するには、臓器や組織ごとの等価線量に組織加重係数を乗じ、それぞれの結果を体全体について合計して実効線量を求める。実効線量の SI 単位もジュール/キログラム ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$) であり、特別名称はシーベルト (Sv) である。組織加重係数は *Publication 103* (ICRP, 2007b) において勧告されており、表 2.1 にも示している。平均吸収線量、等価線量、実効線量の関係を図 2.1 に示す。

(10) 委員会は、放射線防護ガイダンスの確立のための主たる防護量として実効線量が使われることを意図していた。実効線量は、特定の個人の被ばくの状況に遡ってその確率的影響のリスクがどの程度であったかを評価するために使うべきでない。また、実効線量を人間の被ばくの疫学的評価にも使うべきでない。これは組織加重係数を設定するためのデトリメントを求める際、委員会が放射線リスクのさまざまな要素の相対的重篤度について判断を加えているからである。このような確率的影響のリスクは年齢と性別に依存し、医療被ばくのリスクは健康状態などの他の要因に依存する。作業員や一般集団(導き出した実効線量のもととなる集団)における年齢と性別の分布(および健康状態)が、電離放射線を使った医療手技を受けた集団の年齢と性別の分布(および健康状態)全体とまったく異なる可能性があり、評価しようとしている病状の患者集団のなかでどのような個人が大多数であるかに応じて、医療手技も異なってくる。これらの理由から、医療における電離放射線のリスク評価は、リスクにさらされている個々の組織のリスク推定値、そして医療手技を受ける個人の年齢と性別の分布(そして、既知の場合は健康状態)のリスク推定値を使って、平均吸収線量または等価線量に対して行うのが最も適切である (ICRP, 2007b)。

(11) 実効線量は、以下の場合に対して確率的影響に関連した相対的線量を比較するのに実用的価値がある。

- 診断検査手技やインターベンション手技が異なる場合
- 類似した技術や手技を使用しているが実施される病院や国が異なる場合

表 2.1 *Publication 103* (ICRP, 2007b) において勧告されている組織加重係数

| | 組織加重係数 (w_T) | $\sum w_T$ |
|--------------------------------------|------------------|------------|
| 骨髄 (赤色), 結腸, 肺, 胃, 乳房, その他の残りの組織* | 0.12 | 0.72 |
| 生殖腺 | 0.08 | 0.08 |
| 膀胱, 食道, 肝臓, 甲状腺 | 0.04 | 0.16 |
| 骨表面, 脳, 唾液腺, 皮膚 | 0.01 | 0.04 |
| | 合計 | 1.00 |

* 残りの組織: 副腎, 胸郭外領域, 胆嚢, 心臓, 腎臓, リンパ節, 筋肉, 口腔粘膜, 睪臓, 前立腺, 小腸, 脾臓, 胸腺, 子宮/頸部

- 同じ医学的検査に対して使用する装置の技術が異なる場合

ただしこれは、実効線量を比較しようとする代表的患者または患者集団が年齢と性別（そして健康状態）の点でほぼ同じであることを前提としている。しかし、比較しようとしている代表的患者または患者集団（例えば小児、全員が女性、高齢の患者、重篤な病状の患者）における年齢と性別の分布（および健康状態）と、委員会の示す男女両性のすべての年齢からなる参照分布との間に大きな相違がある場合は、委員会の 2007 年勧告 (ICRP, 2007b) の 4.3.5 項で示した方法で導かれる実効線量を比較することは不適切である。これは、確率的影響のリスクの大きさが年齢と性別（および健康状態）に依存しているという事実の結果である。

2.2 放射線防護の生物学的根拠の概要

(12) 放射線の生物学的影響は、確定的影響（組織反応）と確率的影響（発がんや遺伝的影響）という 2 つのタイプに分類することができる。これらの影響についてここで簡潔に説明する。放射線防護の生物学的根拠は 2007 年勧告 (ICRP, 2007b) において詳しく説明されている。

2.2.1 確定的影響

(13) 臓器または組織の数多くの細胞が死に至った場合にしか影響が生じないとすれば、放射線量がしきい値を超えないかぎり、臨床的には影響は観察できないことになる。このしきい値の大きさは、放射線の線量率（すなわち単位時間あたりの線量）と線エネルギー付与、照射された臓器または組織、臓器または組織の照射体積、関心のある臨床効果に応じて変わってくる。線量がしきい値を超えて増加すると、影響の発生確率は 100% にまで急速に上昇し（すなわち、被ばくした人すべてに影響がみられるようになり）、線量の増加とともに影響の重篤度が増加する。委員会はこれらの影響を「確定的」（組織反応）と呼んでいる。確定的影響（組織反応）に関する詳細な議論と情報は ICRP (2007b) で述べられている。このような影響は

電離放射線を利用したがん放射線治療とインターベンション手技、特に透視ガイド下のインターベンションで、複雑な手技に長時間の透視や数多くの撮影が必要な場合に発生しうる。

2.2.2 確率的影響

(14) たった1つの細胞へのDNA放射線損傷が、なお再生能力を有する細胞に形質転換させうることを示す、細胞生物学や分子生物学上の有力な証拠が存在する。体の防御機能は通常とても効果的であるにもかかわらず、この種のDNA損傷が必ずしも放射線とは関連しない他の因子の影響によって促進され、悪性化（体細胞影響）する確率がわずかながら存在する。低線量ではその確率は低いので放射線誘発がんの発生確率は低く、被ばくした人々のうちたかだかごく一部の人にしか発生しない。初期損傷が生殖腺の胚細胞にあれば、遺伝的影響が起こる可能性がある。これらの体細胞影響と遺伝的影響はいずれも、「確率的」影響と呼ばれる。

(15) 放射線による確率的影響の発生確率は、線量の増加とともに増加し、低線量でもおそらく線量に比例する。高線量や高線量率では、確率は線量の増加に伴った単純な比例よりも著しく高まることが多い。さらにもっと高線量になり確定的影響（組織反応）のしきい値近くに達すると、細胞死による影響が競合するために、確率の上昇はゆるやかになり、低下に転じる場合も考えられる。電離放射線をがん放射線治療やインターベンション手技で使用した場合にはそうした影響が見られる確率が高まる。

(16) 1回の放射線検査では患者のがん誘発の確率はわずかに高まるだけであるが、先進国では集団の構成員全員が平均して毎年そのような検査を受けている。つまり、累積リスクは高まっていると言える。放射線の作用が直線しきい値なしモデルに従うとの前提で行った計算では、一般集団のうち放射線手技での被ばくに関連していると思われる仮説上のがん死亡率は当該がん死亡率の1%から数%の範囲であると推定される（NAS/NRC, 2006）。それに加え、リスクは集団の中で不均一に分布している。一部の患者集団はその健康状態ゆえにずっと頻繁に検査されている。また、患者のなかには発がん感受性が平均以上に高い集団が存在する（例えば胚/胎児、乳児、年少の小児、遺伝的に高感受性を有している患者）。さらに、若い頃に発症するがんは人生後半に顕在化するがんに比べはるかに大きな生存期間の喪失につながる。幼い小児の被ばくの場合、平均リスク、特に甲状腺がんの平均リスクが高くなる（Prestonら、2007）。これらすべての状況は、放射線使用の厳密な正当化と医療における放射線防護の最適化が、放射線防護上欠くことのできない原則であることを示している。

(17) 確率的影響に関する詳細な議論と情報はICRP（2007b）に示されており、低線量発がんのリスクに関する委員会の見解は*Publication 99*（ICRP, 2005）に提示されている。疫学的根拠のみでは100 mGy以下のオーダーの吸収線量を受けた後に発がんリスクが増加するかしないかを断定することは不可能である。線形しきい値なしモデルは依然、低線量、低線量率での放射線防護という実用上の目的を果たすための確かな拠りどころとなっている。

3. 小児画像診断における放射線防護の一般的側面

3.1 放射線診断手技の正当化

(18) *Publication 105* (ICRP, 2007c) は、電離放射線の使用を必要とする検査を行う場合に、検査を依頼する医療従事者に対し、放射線科医または資格を持つ撮像医療従事者と協議して、以下の根拠を示すことを義務づけるという、一般的な放射線防護の原則を定めている。

- 実施しようとしている放射線検査が患者にとって害を上回る便益をもたらすこと
- 特定の疾患や年齢の集団に対して特定の放射線検査が必要となったときには、その検査の目的が明示されており、それによって診断または治療の改善が通常見込まれるか、あるいは照射される個人について必要な情報が得られること
- 検査がその患者本人のために必要とされていること

(19) 放射線検査を受ける小児患者にとって、検査の適応があることは非常に重要である。臨床情報を含め、検査依頼医が署名または承認した検査依頼文書が、検査が行われる前に提供されているべきである。疑念が生じた場合、最終決定は放射線科医または資格を有する撮像医療従事者が必要に応じ検査依頼医と協議して行うべきである。

(20) 実施する検査の種類決定には正当化がなされなければならない、あらゆる検査は個人または公衆の健康に対して正味の便益がなければならない。小児の診断、患者管理、治療、および最終的な転帰について、検査依頼医が行う判断の善し悪しに、その検査が影響を及ぼしうることを想定すべきである (Dauer ら, 2008)。

(21) 正当化には、患者にとってリスクがより小さいと思われる他の方法では、必要な結果が得られないという意味が含まれている (European Commission, 1996)。

(22) 正当化には選択されたイメージング手技が信頼できる (すなわち、結果に再現性があり、特定の臨床上の課題に関して、十分な感度、特異度、正確度と的中度を有する) ことを必要とする。したがって、検査を担当する放射線科医または資格を持つ撮像従事者は、検査の正確な解釈を行えるだけの十分な知識と経験を有するべきである。検査の正確な解釈を可能にするため、検査は医学物理士による適切な品質モニタリングや安全対策と連携して、資格のある放射線科医または放射線技師が実施すべきである。正当化は、一人の人物が検査の全責任を負うことも求めている。この人物は、通常は放射線科医であるが、所轄官庁が認定した放射線手技と放射線防護の訓練を受け経験を積んでおくべきである。この人物は、患者の管理と治療にとって最も適切な手技を定めるために、検査依頼医と緊密な連携を図るべきである。責任者は、資格を持つ放射線技師に検査

業務を委任することができる。また放射線技師も適切な訓練を受け経験を積んでおくべきである。

(23) 超音波検査法や核磁気共鳴画像法 (MRI) など、電離放射線を使用しない手技への代替の可能性は常に考慮すべきである。これは、特に小児の慢性疾患患者に当てはまる。画像検査の依頼を行う際の臨床医のためのガイドラインは、例えば米国放射線科専門医会 (American College of Radiology, 1996) と英国王立放射線科専門医会 (Royal College of Radiologists, 2007) が公表している。これらのガイドラインは、多くの一般的な臨床上の問題を解決するための適切なイメージングモダリティの選択を提示している。英国王立放射線科専門医会が作成した小児患者のためのガイドラインの実例を付属書 A に紹介している。

(24) 出産年齢に達していて出産能力のある女性患者が妊娠している、あるいは妊娠している可能性があるかどうかを、X線検査前に確認することは重要である。前回の月経期間を記載しておくべきである。患者の信頼性や病歴から妊娠している可能性があると判断し、もし、胎児が直接ビームに当たる場合または、手技が比較的高い線量を伴う場合には、医師は妊娠検査の依頼を求めることがある (ICRP, 2000a)。

(25) 電離放射線の使用を含む生物医学研究プロジェクトの申請はすべて個別に検討すべきである。研究機関は、研究開発の方法が生物医学研究による被ばくを個別に正当化できるようにするため、所定の仕組みを整備する必要がある (例えば、研究機関の倫理審査委員会と放射線防護委員会との協議)。最終的な転帰において小児患者に明確な便益をもたらすことができる高い可能性が担保されるべきである。

3.1.1 正当化されない小児単純X線撮影の例

(26) 以下は、通常正当化されない単純X線撮影の例である。

- てんかんの乳児または小児の頭部X線撮影
- 頭痛の乳児または小児の頭部X線撮影
- 副鼻腔炎が疑われる6歳未満の乳児または小児の副鼻腔X線撮影
- 外傷のない斜頸の乳児または小児の頸椎X線撮影
- 四肢損傷の際の比較のための健常側X線撮影
- 6歳未満の小児の舟状骨X線撮影
- 3歳未満の小児の鼻骨X線撮影

(27) 集中治療室で習慣的に毎日のように行っている胸部単純X線撮影は控え、具体的な症状がみられる場合に限定すべきである (Valk ら, 2001)。これらのガイドラインは米国放射線科専門医会が公表している (1996)。

(28) 移民の若者に対して求められる骨年齢調査*などの、純粋な法医学目的のために要請

*訳注 おおよその年齢を単純X線撮影で推定する。

される放射線学的検査は医学的には正当化されない (ICRP, 2007b)。

3.2 放射線防護の最適化

(29) 検査における放射線防護の最適化の基本目的は、必要とされる画像が可能なかぎり最も低い放射線量で得られ、正味の便益が極大化されるようなやり方でイメージングパラメータを調節し、防護措置を設けることにある (すなわち、ALARA (合理的に達成可能なかぎり低く) 原則¹⁾ がすべての検査で遵守されるべきである)。

(30) 放射線防護の最適化は、主に3つの側面から構成される。すなわち、放射線装置そのもの、小児患者に十分に適合できるように放射線装置と技術パラメータの適切性を確保すること、そして小児患者に適用できる DRL である。

3.2.1 放射線装置

(31) 最適化プロセスの一環として、装置が適切に動作しており、適切な照射が行われ、確立された設置基準と性能基準に適合していることを確認することが重要である。これは購入段階から始まる。この段階では、関連する国際基準、国内基準、地域内基準または専門家による基準に適合することを義務づける仕様書で定められた性能水準を満たす装置を購入すべきである。

(32) 装置を設置するときには、規格どおりの性能が確保されるように、装置の受入試験と試運転の両方を実施すべきである。国によっては、エンドユーザー／病院または規制当局に代わって供給元以外の代理人 (医学物理士またはエンジニア) がこれを実施すべきである。法律によって義務づけられているかどうかにかかわらず、可能なかぎり医学物理士の助言を求めべきであり、そしてその助言に従うこと、また口腔内歯科装置などの比較的単純な設備の場合でも助言は適切に文書化しておくことが重要である。適切な文書化によって、フィルタやパルス透視ユニットといった装置構成要素の欠落を容易に把握することができる。

(33) 日常診療用に導入した後は、装置が適切に動作し続けていることを確認することが重要である。これは医療機関が定型的業務として一貫性検査を定期的実施し、文書記録を残

1) 略語である「ALARA」が「防護の最適化」という用語と同じ意味の言葉として、あるいは、それを言い換える言葉として時には使用される。しかし、「合理的に達成可能なかぎり低く」という表現は最適化概念の一部にすぎないことに留意すべきである。この概念全体は、より正確には、要求された医療目的 (診断上または治療上の) を達成するために必要な最低限のレベルに患者の被ばくを保つことを意味している。画像診断と X 線ガイド下インターベンションにおいては、これは画像枚数と品質が診断またはインターベンションに必要なとされる情報を得るのに十分であることを意味する。がん放射線治療では、ALARA は正常組織にのみ適用され、標的の線量は合理的に達成可能なかぎり低くとは期待されておらず、むしろその逆である。「ALARA」という略語だけをこの文脈から切り離して使用すると、誤解を招き不必要な論議の原因となりうる。

すことによって保証することができる。適切な検査とそれをどの程度の頻度で行うかの提言が公表されている (IPEM, 2005)。一般的な X 線撮影装置に対する検査の例として、X 線ビームが光ビームの位置決めシステム (Horwitz ら, 1993) と一致するかどうかの検査などがある。次に重要なのは、X 線ビームの出力を測定し、フィルタが入っているかどうかをチェックすることである。その他の比較的簡単な品質管理テストは、CT スキャナのような装置のメーカーが実施していることが多い。さらに要求度の高い検査レベルでは、適切な間隔で、あるいは装置の大掛かりな修理または補修 (例えばチューブ交換) 後に、装置ごと包括的性能検査を実施することが重要である (IPEM, 2005)。これらの品質管理の手順は、すべて適切に文書化しておくべきである。最後に、装置性能を評価するこのプロセスを当該診療科の管理に統合し、検査所見を記録し、その所見に基づいて対策を講じることが不可欠である。

3.2.2 装置と技術的パラメータの妥当性

(34) ほとんどのイメージング装置は成人患者を扱うのに適した構造になっており、設置時とその後の装置使用の両方の段階で、上述したパラメータとハードウェアの修正が必要になると思われる。理想的には、小児患者用に特別に設計された装置を設置すべきである。特に小児患者の撮影件数が多い施設ではそうすることが望ましい。小児の検査に使用する X 線撮影装置は、小児の体格に応じて防護を最適化できるよう、装置のパラメータ設定幅が最大のものを使用すべきである。よく行う X 線検査に適合した技術パラメータを取りまとめたプロトコル集を事前にインストールしておくべきである。

(35) 小児向けの新しい X 線撮影装置または透視装置を購入する場合は線量低減措置に特段の考慮をすべきである (バーチャルコリメーション技術、低減衰テーブルトップ、取り外し可能なグリッド、パルス透視利用の可否、最終画像保持機能、スペクトルフィルタ、ブルーミング効果*を最小にする調整技術など)。銅フィルタが装備されていない場合は、アルミニウムフィルタに銅フィルタを追加することを検討すべきである。標準的な管電圧の場合、0.1 mm の銅フィルタはおよそ 3 mm のアルミニウムフィルタと等価である。

3.2.3 小児放射線医療における診断参考レベル

(36) 患者の医療被ばくの最適化プロセスを補助するために、診断参考レベル (DRL) の概念が提案されている。DRL 値は助言的なものであり、もしその値を一貫して上回るならば、その手技を見直すべきである。このことは容認できない手技が行われていることを必ずしも意味するものではなく、手技の説明や見直し、あるいは別のアプローチが必要であることを意味している。作業者と公衆の被ばくに適用される放射線防護原則である線量限度は、患者の医療

*訳注 管電流量により焦点サイズが変化する現象。

表 3.1 5歳の標準的体型患者における小児 DRL の例
(1 方向撮影あたりの入射表面線量として表す) (European Commission, 1996)。

| 一般 X 線撮影 | 5 歳児 1 方向あたりの入射表面線量 (mGy)* |
|--------------------------|-------------------------------|
| 胸部：後前方向 | 0.1 |
| 胸部：前後方向 (協力的でない患者の場合) | 0.1 |
| 胸部：横方向 | 0.2 |
| 頭部：後前／前後方向 | 1.5 |
| 頭部：横方向 | 1.0 |
| 骨盤：前後方向 | 0.9 |
| 腹部：前後／後前方向 (垂直／水平ビームによる) | 1.0 |

* 患者への入射表面線量として上側 DRL を示す。

標準体型の患者の入射表面線量を、ビーム軸と患者体表面の交点における後方散乱を含んだ空気吸収線量 (mGy) で示す (空気カーマと空気吸収線量の比較については 7 項を参照のこと)。

被ばくには適用されない。

(37) 実際には、測定するのが簡単な照射野に関連した量 (例えば入射表面線量や入射表面空気カーマなど) が、DRL の概念を履行するために使用されている。

(38) ICRP は DRL の量や数値、実施の詳細を指定していない。それは地域*、国および地方の当局の任務であり、それぞれが管轄する範囲でのニーズを満たすべきである。例えば欧州連合 (EU) では、小児放射線医療における 5 歳児の DRL を定めている (European Commission, 1996, 1999)。これらの値は、100 以上の小児科病院を対象に、いくつかの一般的な撮影法における、照射野に関連した量を調査することによって設定された (Schneider ら, 1992, 1998; Perlmutter ら, 1998)。一般 X 線撮影について、胸部、頭部、腹部、脊椎、骨盤のさまざまな撮影法が調査されている。上側 DRL は多くの場合 4 分の 3 位数 (すなわち、医療機関のうち 4 分の 3 の機関での測定値がその値より低くなっている) に設定されているが、下側 DRL も選択することができる。これにより、どの施設で測定を行っても測定値は上側 DRL を下回るはずであり、たとえそれを上回っても臨床情報を失わずにその DRL よりも被ばくを低減することが可能であるはずという合理的期待が得られることになる。例えば散乱防止 X 線グリッドを過度に使用すると、入射表面線量の値が上側 DRL を上回るおそれがある。手技、画質、再教育、訓練を見直すことによって、結果として入射表面線量の値が上側 DRL を超えないようにする。入射表面線量の値が低くなりすぎる場合もあり、その値が設定した下側 DRL を一貫して下回る場合には是正措置も必要になると理解しておくことが重要である。

(39) 主な一般 X 線撮影の DRL を表 3.1 にまとめている。なおこれらは 5 歳児に対する値

*訳注 国がいくつか集まったレベル、例えば欧州連合 (EU) など。

表 3.2 EU での 3 件の小児患者調査 (1989/91, 1992, 1994/95) により得られた入射表面線量*の分布
 小児患者に対してよく行われる一般 X 線撮影における入射表面線量の中央値, 範囲, 最小-最大比 (最小値 : 最大値)
 (線量は mGy に変換。小数第 3 位を四捨五入)

| 検査タイプ | 乳 児 | | | | 5 歳児 | | | | 10 歳児 | | | |
|--------------------|------|-------------|-----------|-----|------|-------------|-----------|-----|-------|-------------|-----------|-----|
| | 中央値 | 最小値 - 最大値 | 最小値 : 最大値 | 最大値 | 中央値 | 最小値 - 最大値 | 最小値 : 最大値 | 最大値 | 中央値 | 最小値 - 最大値 | 最小値 : 最大値 | 最大値 |
| 胸部 AP (1000g の新生児) | 0.05 | 0.01 - 0.34 | 1 : 35 | | | | | | | | | |
| 胸部 PA/AP | 0.08 | 0.02 - 1.0 | 1 : 47 | | 0.07 | 0.02 - 1.35 | 1 : 71 | | 0.07 | 0.02 - 1.16 | 1 : 68 | |
| 胸部 AP (可動式) | 0.09 | 0.03 - 0.72 | 1 : 21 | | 0.07 | 0.03 - 0.33 | 1 : 11 | | 0.09 | 0.03 - 0.76 | 1 : 26 | |
| 胸部横方向 | | | | | 0.14 | 0.04 - 0.55 | 1 : 15 | | 0.15 | 0.04 - 1.98 | 1 : 51 | |
| 頭部 PA/AP | 0.93 | 0.15 - 4.51 | 1 : 30 | | 1.00 | 0.24 - 4.63 | 1 : 19 | | 1.04 | 0.13 - 5.21 | 1 : 40 | |
| 頭部横 | | | | | 0.70 | 0.14 - 2.36 | 1 : 17 | | 0.58 | 0.11 - 3.79 | 1 : 33 | |
| 骨盤 AP | 0.26 | 0.02 - 1.37 | 1 : 76 | | 0.49 | 0.09 - 2.79 | 1 : 32 | | 0.81 | 0.09 - 4.17 | 1 : 47 | |
| 脊柱全体 PA/AP | 0.87 | 0.12 - 0.44 | 1 : 41 | | | | | | | | | |
| 胸椎 AP | | | | | | | | | 0.89 | 0.20 - 4.31 | 1 : 21 | |
| 胸椎横方向 | | | | | | | | | 1.63 | 0.30 - 6.66 | 1 : 22 | |
| 腰椎 AP | | | | | | | | | 1.15 | 0.13 - 5.69 | 1 : 43 | |
| 腰椎横方向 | | | | | | | | | 2.43 | 0.25 - 23.5 | 1 : 94 | |
| 腹部 AP/PA | 0.44 | 0.08 - 3.21 | 1 : 42 | | 0.59 | 0.06 - 2.92 | 1 : 52 | | 0.73 | 0.15 - 3.98 | 1 : 27 | |

AP : 前後方向, PA : 後前方向
 *表 3.1 の入射表面線量の定義を参照

表 3.3 英国での小児患者に対する透視参照線量の例
 ——全国患者線量データベース (英国) にもとづく 2005 年のレビュー

| 検査タイプ | 標準年齢 (歳) | 検査 1 回あたりの面積線量 ($\text{Gy}\cdot\text{cm}^2$) |
|-------------|----------|--|
| 排尿時膀胱尿道造影 | 0 | 0.3 |
| | 1 | 0.7 (0.8) |
| | 5 | 0.8 (0.8) |
| | 10 | 1.5 |
| | 15 | 2.5 |
| バリウム上部消化管造影 | 0 | 0.4 |
| | 1 | 1.1 (1.2) |
| | 5 | 1.3 (1.2) |
| | 10 | 2.4 |
| | 15 | 6.4 |
| バリウム嚥下造影 | 0 | 0.4 |
| | 1 | 1.2 (1.3) |
| | 5 | 1.3 (1.3) |
| | 10 | 2.9 |
| | 15 | 3.5 |

であり、乳幼児や 10 歳児といった他の年齢群については異なる値が得られることを認識しておくことは重要である。これらの年少および年長の年齢群についてのデータも表 3.2 で提示しているが、これらはこれまでのところ DRL には採用されていない (European Commission, 1996)。正式に採用された欧州連合 (EU) DRL は、唯一つの年齢群であっても結果を評価することが診療科での運用の指標になるという理由から 5 歳児群に限り設定されている。これらの DRL は世界の多くの地域でコンピュータ X 線撮影 (CR) とデジタル X 線撮影 (DR) が広く導入される前に得られた値であり、最近の動向を考慮するために調査を拡大し、評価しなおす必要がある点に注意することが重要である (ICRP, 2004)。従来的一般 X 線撮影から CR への移行後に調査した成人患者の入射表面線量調査では、EU で設定していたスクリーン-フィルム X 線撮影についての DRL からの線量低減幅は 15% から 38% のあいだであり、米国医学物理学会が推奨している参照値からの線量低減幅は 28% から 41% のあいだであると報告している (Vaňo ら, 2007)。透視検査に対する英国での値が決定されており (Hart ら, 2007)、これらのデータはロンドンの Great Ormond Street Hospital で記録されている DRL 同等値と比較されている (Hiorns ら, 2006)。表 3.3 は排尿時膀胱尿道造影、バリウム上部消化管造影、バリウム嚥下造影について全国患者線量データベースにもとづく英国での推奨参照線量を示している (Hart ら, 2007)。欧州委員会 (1996) と英国放射線防護庁は、新生児の胸部 X 線撮影 (前後方向) の DRL として、入射表面線量で $80 \mu\text{Gy}$ と $50 \mu\text{Gy}$ の値をそれぞれ提案している (Hart ら, 2000)。

3.3 品質基準の導入と監査

(40) 放射線防護文化の一環として、品質基準導入後のフォローアップと定期監査を実施する必要がある (Schneider ら, 1993; Schneider, 1995)。

(41) 小児放射線診療実務に対してこれまでに実施された、検査依頼基準、画質と撮影技術に関する監査結果から、小児科専門の病院の方が専門ではない病院に比べて良好な結果が得られることが明らかになった (Cook ら, 2001; Alt ら, 2006)。このことから、小児科専門病院による良好事例を共有することは、診療実務と患者転帰を改善する上で重要である。

(42) 以下は、小児診療において放射線防護のために導入された監査手順と達成された好ましい転帰の例である：

- 小児の頭部外傷において、CT 検査の推奨ガイドラインについて監査を実施したところ、臨床上の検査依頼基準を改善することで、CT の利用件数を 8 分の 1 に減らすことができると示された (Macgregor と McKie, 2005)。同様に、監査を繰り返すことで、頭部 X 線撮影件数を大幅に減らし、小児の頭部外傷ガイドラインの遵守の面でも大きな改善がなされた (Johnson ら, 2004)。
- 生殖腺防護のための遮蔽体の使用については、線量低減措置を導入した後、正しく置かれていることを監査することで遮蔽成績が改善された。男児と女児の正しい位置に遮蔽体が置かれた比率は、それぞれ 32% と 22% から、78% と 94% に改善した (McCarty ら, 2001)。

4. 小児一般撮影と透視における放射線防護

(43) 放射線検査ごとに、撮影範囲の解剖学的基準、患者への照射線量、診断要件と線量基準を満たすX線撮影技術の良好事例を、具体的に示すことができる必要がある。

4.1 患者の位置合わせと固定

(44) たとえ患者が撮影に協力的でない場合であっても、ビームが正しく中心を通り、適切な照射と照射野絞りが得られ、検査に不要な部分を遮蔽できるように、患者の位置合わせを正確に行うべきである。

(45) 乳児と幼児に単純X線撮影を行う場合、多くの場合で固定が必要である。非常に小さな乳児には、例えば発泡ゴム製の固定装具のようなものが必要かもしれない。乳児の放射線検査は、食後おとなしくなったときや寝ついたときを見計らって行うのが良いかもしれない。固定装具は使いやすく、患者（または介護者）を傷つけることのないものを使用すべきである。固定装具を使用することとその利点を付添いの介護者にも説明すべきである。

(46) 放射線スタッフ²⁾が小児患者を固定するのは、例外的な状況に限定すべきである。病院職員が小児の固定を手伝う場合は職業被ばくとみなされ、職員が繰り返し被ばくしないよう配慮すべきである。親または他の同伴者による患者の身体固定が避けられない場合、彼らに対して正しい防護の方法とその意義、特に一次ビームからの距離の影響について説明すべきである。彼らは防護エプロンを着用して放射線の一次ビームの外側にとどまらせるべきである。小児患者を抱きかかえる介護者の手が放射線ビームに曝されるべきでなく、散乱放射線による被ばくを防護するためには防護手袋を着用するのも良い。

(47) 検査に割り当てる時間には、同伴する介護者だけでなく、時には子どもに対して手技を説明する時間も含めるべきである。必要な品質基準を満たすように最適化された検査を実現するには、適切な時間配分をすることも大切である（European Commission, 1996）。そのためには、予定される手技の詳細を説明した資料を検査に先立って提供することで簡素化するこ

2) 「作業員」という語は委員会によって *Publication 103* (ICRP, 2007b) において、「フルタイムであるかパートタイムであるか一時的であるかに関わらず、ある雇用主によって雇用され、職業的放射線防護に関する権利と義務を認識している者」と定義されている。病院では、これらの人々はスタッフの一部である。「スタッフ」という語をこの刊行物で使用しているのは、想定されている読者がこの用語によくなじんでいるからである。

とができる。子どもとその両親のために特別に編集されたビデオ、文書、ウェブサイトを、待合室や検査室で提供することは有用であると考えられる。

4.2 照射野サイズとX線ビームの絞り

(48) 照射野があまりに大きすぎると、関心領域以外に不必要な量の放射線が入り、散乱放射線を増やすことにより、画像のコントラストと解像度を損う。このように照射野の絞りが不十分だと問題が起きることがあり、特に撮影した後に画像切り取り作業を施すことの多い、コンピュータX線撮影(CR)やデジタルX線撮影(DR)ではその傾向が強い。関心領域全体が照射野に含まれるようにするには、ある程度の体の柔軟性が必要かもしれないが、小児患者に必要な以上に大きな照射野サイズでの撮影を繰り返し行うのは不適切である。逆に、照射野が小さすぎると、誤診のリスクを高めたり、再撮影が必要になる場合も出てくるので注意が必要である。

(49) 正しくビームを絞るためには、体表の解剖学的目印についての知識が必要となる。これらの目印は、発達段階の体ではバランスが大きく変化するために、患者の年齢によって変化する。また、関心領域の大きさは疾患にも依存する。したがって、すべての年齢層で適切にビームを絞るためには、小児の解剖と年齢特異的な疾患についての基礎的知識が放射線技師に求められる。例えば新生児では「babygrams」(1枚で全身、胸部、腹部、骨盤を撮影する)ではなく、照射野絞りをを使って検査したい部分だけにX線を照射することが重要である。

4.3 防護のための遮蔽体

(50) 優れたX線撮影手技として、鉛製もしくは等価の遮蔽体を診断領域の直近まで近づけて遮蔽する方法を標準とする。外部散乱放射線や焦点外放射線から防護するため、検査によっては遮蔽体を追加することも考慮すべきである。

(51) 乳房、生殖腺、甲状腺が一次ビームから5 cm以内にある場合、必要な診断情報を損なわないかぎり、それらの臓器を可能なかぎり防護すべきである。管電圧60–80 kVで照射する場合、照射野端すぐのところ(0.25 mm鉛当量の遮蔽体を置くことで、最大でおよそ30–40%生殖腺線量を低減できる。しかしこれが該当するのは、遮蔽体が照射野端に正しく置かれる場合だけである。不適切に置かれれば、そのような遮蔽体は画質を劣化させるおそれがあり、場合によっては、遮蔽体の使用そのものが適切でない場合もある(Dauerら, 2007)(CTスキャンにおける防護のための遮蔽については6.6節参照)。X線ビーム外にある組織に及ぶ人体内部からの散乱放射線による被ばくは、遮蔽体をもって防護することはできない。

(52) 無鉛の防護器具が販売されており、より環境にやさしく耐久性も優れていると思わ

れる。無鉛防護服の鉛当量は、放射線の質（すなわち X 線管電圧と総ろ過^{*1}）に依存する。したがって防護性能はただ 1 つの値（鉛当量）だけでは評価できず、むしろ散乱放射線を考慮した幅広いビームスペクトルで計測された、エネルギー依存的な減衰を見るほうが、はるかに正確に放射線防護性能を反映できる（Eder ら、2005）。

(53) 通常、腹部 X 線撮影の照射野内に男性の生殖腺を含めなければならない理由はない。骨盤 X 線撮影と排尿時膀胱尿道造影も同様である。精巣は挙睾筋反射に起因する上方への動きを避けるために、陰嚢内に精巣を取めることによって防護すべきである。精巣は防護カプセルで防護すべきであるが、直接照射野に入らないように位置を調整すべきである。女兒のための鉛または鉛等価の遮蔽体と、男児のための鉛または鉛等価のカプセルが市販されており、また自作することもできる。これらの遮蔽体はさまざまなサイズのものを用意するとよい。適当な大きさのカプセルを使用すれば、精巣の吸収線量は最大で 95% 低減できる。

(54) 女兒では、可動照射野絞り内に組み込まれたシャドーマスク^{*2}による防護は、遮蔽体を直接体表に置くのと同程度に効果的である。シャドーマスクは体表に直接置かれた遮蔽体よりも正確な位置合わせが可能であり、直接体表に接触する遮蔽体ほど簡単にずれることはない。女性の生殖腺に対する遮蔽が適切に行われていれば、卵巣に対する効果的遮蔽によっておよそ 50% の吸収線量の低減が可能である（Fawcett と Barter, 2009）。女兒に対する腹部 X 線撮影または骨盤 X 線撮影では、生殖腺防護は不可能と思われる（例えば外傷、失禁と腹痛の兆候のある場合、不適切な遮蔽が重大な病態を覆い隠すおそれがある（Bardo ら、2009））。

(55) 頭部 X 線撮影では前後方向での投影ではなく後前方向での投影によって眼の吸収線量を低減することができる。したがって、患者が自力でうつ伏せや立位の体位が取れるほどの年齢であれば、後前方向での撮影が望ましい。

(56) 思春期の女子では、発達過程の乳房組織が特に放射線に感受性が高いので、被ばくはできるかぎり避けるべきである（例えば、胸部と脊椎の X 線撮影では、前後方向ではなく後前方向で撮影する）。

(57) 一次照射野までの距離が 2 cm 以上に保たれていれば、歯の X 線撮影時に甲状腺を遮蔽しても、甲状腺線量の低減にはほとんど効果がないことが明らかにされている。

4.4 単純 X 線撮影の撮影条件

(58) 単純 X 線撮影の撮影条件（例えば、焦点サイズ、ろ過、焦点受像面間距離、管電流時間積（mAs 値）、管電圧）は画質に大きな影響を及ぼすことから、適切な撮影条件について

*1 訳注 X 線管容器の固有ろ過 + 可動絞りの固有ろ過 + 付加フィルタ = 総ろ過、である。なお、付加フィルタのみが任意に変更できる。

*2 訳注 遮蔽体による陰影部分で防護する。

の知識と正しい使用が必要である。そしてこのことは患者への放射線照射にも影響してくる。X線管固有の過特性や散乱線防止グリッド特性などの、装置の固有の過パラメータも考慮に入れるべきである。

4.4.1 実効（名目）焦点サイズ

(59) 小焦点サイズの使用と短時間照射とのバランスをとることで鮮鋭な画像が得られるように努力すべきである。通常では小児患者には、0.6 から 1.3 の実効（名目）焦点サイズが適している（例えば、IEC62220-1 は、焦点サイズを 1.2 とすることを求めている）。二重焦点 X線管が装備されている場合、実効（名目）焦点サイズは、選択した焦点受像面間距離での最も適切な照射時間と X線管電圧の値がとれるものを選ぶべきであり、小焦点サイズの選択が必ずしも適切であるとは限らない。

4.4.2 付加フィルタ

(60) X線スペクトルにはさまざまなエネルギーの光子が含まれる。低エネルギー光子（すなわち、やわらかい X線（軟 X線）領域）は患者の皮膚に完全に吸収され、画像生成に関与せず、患者の線量を必要以上に増やす。ほとんどの X線管は、X線管固有の過と固定フィルタにより最小 2.5 mm 相当のアルミニウムろ過特性を有している。さらに付加フィルタを追加すれば画像生成に寄与しない放射線を低減することができ、これにより患者線量を低減することができる。ただし、新生児と非常に小さな乳児は例外であり、そもそも撮影に用いられる管電圧が相対的に低いため、付加フィルタによる線量低減は期待できない。

(61) 特定の波長で吸収端を有する希土類酸化物質素材のフィルタの場合、単純で安価なアルミニウム-銅（またはアルミニウム-鉄）フィルタに勝る利点がほとんどない。またアルミニウム-銅フィルタは、適切な高純度材料が入手できれば、簡単に自作することができる。小児患者に使用する固定式 X線装置、移動式 X線装置、透視装置の X線管はすべて、適宜付加フィルタを追加し、簡単に交換できるようにすべきである。通常付加フィルタは 1 mm アルミニウム + 0.1（または 0.2）mm 銅までで十分である。

4.4.3 散乱線除去グリッド

(62) 散乱線除去グリッドはコントラストを高めるが、患者の被ばく線量も同時に増加させる。したがってグリッドを使用しないことで過度の患者の被ばくが避けられるかもしれない。乳児と年少の小児においては照射体積（質量）中に生じる散乱放射線が比較的少ないため、散乱線除去グリッドやその他の散乱線除去措置は多くの場合不要である。最適化によりグリッドが必要となるのは年長（通常 8 歳以上）の小児だけである（Schneider ら、2000）。

(63) 炭素繊維やその他の非金属物質などの低減素材を組み込んでいるグリッドが望ま

しい。可動グリッドは、照射時間が非常に短い(< 10ms)場合には問題が生じるかもしれない。その場合はグリッド密度が高い(密度 > 60cm⁻¹) 静止グリッドを使用すべきである。グリッドと患者とX線ビームを正しく配列させることは、正確な焦点グリッド間距離をとることと共にきわめて重要である。小児患者に使用される可動グリッド装置の品質管理を行う場合、これらの要素をすべて考慮すべきである。

(64) メーカーの推奨に従い、小児患者には、グリッドの迅速かつ容易な取り外し機能がついた透視装置を使用すべきである。取り外し可能なグリッドは透視装置だけでなく、理想的には小児患者に使用されるすべての装置に装備されることが望ましい。

4.4.4 焦点受像面間距離

(65) 非グリッドカセットを使用する場合は、常に焦点受像面間距離が正しく調整されていることを確認すべきである。グリッドテーブル付きのオーバーチューブの場合、焦点受像面間距離は、通常およそ 115 cm であり、立位姿勢の場合はおよそ 150 cm である。グリッドを使用せずカセットがテーブルに置かれる場合には、焦点受像面間距離はおよそ 100 cm に設定し、グリッドを用いる場合と同様に同じX線管テーブル間距離が得られるようにすべきである。特別な状況では焦点受像面間距離を長く取る必要があるだろう。

(66) 患者被ばく線量を低減するためには、すべての透視において患者受像面間距離もしくは患者増倍管間距離をできるだけ短くするべきである。

4.4.5 自動露出制御

(67) 小児患者では体重 1 kg をかなり下回る早産児から体重が 70 kg を上回る若年者に至るまで、成人に比べ体格差が大きい。放射線技師は、この大きな体格差があることを認識し、それゆえこの体格差に応じて小児患者を扱う自動露出制御 (AEC) 装置を最適化しておく必要があることを認識しておくべきである。特別に小児 X 線撮影の訓練を受けた放射線技師が装置を操作するのが望ましい。

(68) さまざまな臨床ニーズに対し最適な X 線撮影技術の適応を実現するには、受像器の応答速度や X 線照射停止線量がさまざまに異なるデジタルプレートやスクリーン-フィルムシステムを使用する必要がある。スクリーンと AEC の X 線検出器はエネルギー依存性であり、特に低 X 線電圧領域ではその傾向が強い。しかしスクリーンと AEC の X 線検出器に必要な電圧は同じでない場合があり、そのため AEC 装置の最短照射 (露出) 時間が長くなる場合がある。AEC 装置を小児患者に使用する場合には、これらの要素をすべて考慮すべきである。

(69) 特別に設計された小児 AEC 装置には、無鉛カセットの後面で使用するための小型可動式検出器が付属している。その検出器の位置は、最も重要な関心領域に合わせるができる。患者の軽微な動きさえ画質と患者の線量に影響を及ぼす場合があるため、検出器の位置の

設定はとても慎重に行うべきである。デジタルプレートで高速撮影をするためにはカセット前面での微少な線量が必要となる。したがって、カセット背後に置かれた検出器は1-10 μ Gyの範囲で動作しなければならず、この導入には困難が伴う場合がある。

(70) 体格の小さな小児の場合、体幹を撮影するときの患者の体重や、四肢を撮影するときの患者の身長を考慮したX線撮影技術が網羅されている露出表は、AEC装置よりもずっと安全で、使いやすく、安上りである。これらのX線撮影技術ではAEC装置がいつ使用でき、どの検出器を使用すべきかを表示することもできる。

4.4.6 透視における自動輝度調整

(71) 過度な線量率を避けるため、陽性造影剤を含んだ比較的広い面積（例えば造影剤でいっぱいになった膀胱）を透視する時には自動輝度調整のスイッチをオフにすべきである。

4.4.7 照射時間

(72) 小児の撮影では総じて患者は協力的ではなく、じっとさせておくことが困難であるため、照射時間は短くすべきである。装置は最も短い時間範囲で動作し、かつ再現性をもつべきである。これらの短時間での撮影は、強力なX線発生装置とX線管に加えて、最適な補正と正確なタイムスイッチによって初めて可能となる。古いX線発生装置の場合、4 ms未満の照射時間の設定は、ピーク前時間（管電圧・管電流の立ち上がり時間）(> 2 ms)が、照射時間に影響を及ぼすことがあるので用いるべきではない。

(73) 小児患者には高電圧撮影を使用することが推奨されており、そのためには照射時間を短くすることが必要であるが、すべてのX線発生装置で照射時間を短くすることが可能なわけではない（特に移動式X線撮影装置の場合）。したがって小児患者には低い管電圧が使用されることが多い。その結果、患者の線量が高くなる（Fendelら、1989）。そのような装置では短時間の照射が行える能力は限られており、その制約を乗り越えるためには、適当な付加フィルタを追加して高い管電圧を使用できるようにすることで照射時間を最短にすることができる。これらの方法が小児患者に対しCRとDR、イメージインテンシファイア（II）写真撮影、高感度スクリーン-フィルムシステムの使用を可能にしている。

(74) これらの短い照射時間を得るためには、変圧器とX線管の間のケーブル長が重要になる。ケーブルはコンデンサの役割を果たし、X線発生装置のスイッチが切れた後も、ケーブルの長さに応じた大きなサージ放射線を発生させる場合がある。このピーク後放射線は2 ms以上続く場合がある（Fendelら、1989）。

(75) 照射時間が1 ms程度で正確に再現でき、放射線の線量率と波長が矩形状で、実用上ピーク前放射線もピーク後放射線も発生しない撮影は、グリッド制御X線管を使用することによって達成できるであろう（PlewesとVogelstein、1984）。

(76) 最適化された短時間照射ができないX線撮影装置は小児患者に用いるべきでない。放射線安全担当職員または放射線防護アドバイザーはこの点をよく認識し、当該医療機関に装置が目的に合うかどうかの助言を行うべきである。

4.5 移動型X線撮影

(77) 高画質な固定装置が利用できることや、患者被ばく線量の観点から、X線撮影は可能なかぎりすべて放射線検査室で行うべきである。したがって移動型X線撮影装置の使用は放射線検査室に搬送できない患者に限定すべきである。

(78) X線撮影全般について上述の原則に加えて、放射線源との間に十分な距離が確保できないほどの近距離に他の患者がいる場合、その患者を防護するための移動携帯型の鉛遮蔽板（衝立など）を使用することを検討すべきである。推奨される線源からの退避最短距離は1.5 mである。

(79) 放射線検査室に搬送できない低出生体重児と極低出生体重児に対しては、ほとんど散乱放射線がない非常に低い線量で撮影ができる移動型X線撮影装置がしばしば使用される。

(80) 移動型X線撮影装置による撮影がよく行われる特定の治療室（すなわち年長の小児用の集中治療室）では、周囲の壁と床の遮蔽能力が十分であるかどうか評価すべきである。

4.6 デジタルX線撮影装置

(81) 一般に、デジタルX線撮影は画質と診断の精度を向上させつつ線量低減を可能にするが、それには適切な訓練と個々の放射線施設で用いるパラメータの入念な検証が欠かせない。患者線量に関するパラメータは操作盤に表示されるべきである。

(82) 新規にデジタルX線撮影装置を導入する場合には、放射線科が照射パラメータの最適化を行い、その後定期的に品質保証を実施することが重要である（ICRP, 2004）。X線撮影装置のパラメータを小児の撮影に最適化するために、医学物理学の専門家に助言を求めるべきである。最も簡単な最適化の方法の1つは、デジタルX線撮影装置の線量指標をモニターする方法である。線量指標はイメージングプレートに入射する放射線の客観的指標である（Vañóら, 2008）。しかし入射表面空気カーマまたは面積空気カーマ積のような照射野関連量の定期的監査も、品質保証プログラムの一環として実施すべきである。

(83) 最適化された小児CR画像やDR画像を得るためには、適正な画像化処理を施すことがきわめて重要である。今ではほとんどのCRおよびDRメーカーは、小児患者は成人患者とは異なる存在であることを認識しており、画像処理を含め小児撮影のための特別な装置を開発しているかその途上にある（SanchezJacobら, 2009）。

(84) 線量低減と画像最適化の参考となる以下の勧告は、2004年2月に米国テキサス州ヒューストンで開催された小児科放射線学会主催の第2回 ALARA 会議で発表されたものである (Willis と Slovis, 2004)。

医療従事者へのガイドライン

1. CR と DR の線量管理にはチームアプローチを採用すべきである。チームには、放射線科医、医学物理士、放射線技師、製造元のサービスエンジニア、製造元のアプリケーションエンジニア、製造元の画像研究者の積極的な参加が不可欠である。
2. 放射線技師に対する CR と DR の撮影技術および実務の訓練を行う。
3. 実施できる最善の患者位置合わせを行い、適切に照射野を絞る。
4. 検査の意義を考慮すること。例えば集中治療を行っている場合、ラインやカテーテルなどは本質的に高いコントラストを有している。したがって臨床的な意味が単にそれらの位置を確認するだけであれば、線量を大幅に低減できる余地がある。

4.7 スクリーン-フィルムシステム

(85) 技術的パラメータのなかで、感度の高い部類に属するスクリーン-フィルムシステムを選択することは、線量の低減に最も大きな影響を与える。さらに照射時間を短縮することができ、それにより小児の撮影で生じるブレの最も一般的な原因であるモーションアーチファクトを最小限に抑えることができる。高感度のスクリーンになると解像度が低下するが、臨床的な意味においてその多くは大して重要な問題ではない。末梢骨の詳細な骨構造を調べるといった特別な目的であれば 200-400 の感度のフィルムも使用することができるが、その他すべての目的について 400-800 クラスの感度のものが望ましい。もし異なるカセットのセットがある場合、すなわち低感度・高解像度のスクリーンを使用する特殊な用途向けのカセットセットと、一般的な用途のカセットセットがある場合、それぞれを区別しやすいようにマークを付けるべきである。また類似したスクリーン-フィルムシステムであっても、メーカー間で性能に差がある可能性があるため注意すべきであり、中間的な感度のフィルムを使用するのが一般的である。このように、感度の公称値はおよその目安を示しているに過ぎない。

(86) スクリーン-フィルムシステムの実際の感度を、標準状態で測定するようユーザーに促すべきである。X線ビームエネルギーの変化、特に 70 kV 以下への低下にともなって感度が増加することを各スクリーン-フィルムシステムで確認すべきである。スクリーン-フィルムシステムの解像度は感度によって異なるので、各感度のフィルムについて解像度を測定するようユーザーに促すべきである。

4.8 透 視

(87) パルス式透視は当初、1秒あたりの照射回数を減らし、患者がX線ビームの照射を受ける時間を減らすことによって、透視による被ばく線量を低減するために開発された。今日では、高電圧発生装置によるパルス式透視システムとグリッド制御による透視システムが登場している。最新のグリッド制御パルス式透視装置は、X線管の陰極と陽極の間に挿入されたマイナス荷電したグリッドを使用する*1。グリッドはすばやくオンオフを切り替えることができ、それによって適切なエネルギーに加速された電子を間欠的にグリッドを通過させてパルスX線を発生させる。装置校正試験時に、透視パルス幅を最適化とし1パルスあたりの入射線量を慎重に設定することで、さらに線量を低減することができる (Wardら, 2006)。

(88) パルス式透視における線量低減と画質の関係性を評価したところ、小児放射線診療において、コントラストや空間解像度の大きな低下を伴うことなく、最大で10分の1にまで線量が低減できることが実証されている (Ledermanら, 2002)。新生児～乳児、幼児、学童*2それぞれの体格を模擬した動物モデルにおいて、パルス式透視の使用は、従来の装置(連続透視)に比べて放射線被ばくを4.6分の1から7.5分の1に低減し、しかも診断の質を大きく損うことはなかった (Wardら, 2006)。

(89) 皮膚への入射線量は、X線源から透視テーブルをできるだけ離しておくことによって最小限にとどめることができる。イメージインテンシファイア (I.I.) はX線を最大限に取り込むためにできるだけ患者に近づけるべきである。

(90) 術者の脚を遮蔽するための懸架式の鉛のカーテンを患者テーブルに設置すれば、テーブルの下から出る散乱放射線を最小限に抑えることができる。ビスマスまたは他の原料を含浸した新世代の無菌覆い布があればそれを利用する。これらの覆い布は術者や他のスタッフの線量を著しく低減することができる。この覆い布を用いることで最大で90%まで術者の手/手首の線量を低減することが実証されており、術者の腰から下を防護するために取り付けることができる (Kingら, 2002)。また術者の水晶体の線量を低減することも示されている (Thorntonら, 2010)。患者の防護のためにこの覆い布を使用する場合、アンダーチューブの場合であれば、その目的を考えれば覆い布は患者の下に敷く必要があるのだが、覆い布は直射線の中に入れるべきではない。なぜなら、そうすることでAEC機能を備えた装置では入射皮膚線量を増やす傾向があるためである。

(91) 手技中の放射線防護として、透視の使用は移動する標的や構造物の評価目的に限定し、透視時間も制限すべきである。確認のための透視には、最終画像保持機能を使って得られ

*1 訳注 三極X線管 (triode X-ray tube) とも呼ばれる。

*2 訳注 原著では新生児～6か月、2～3歳、10歳相当の3グループに分けて解析している。

る静止画像を使用すべきであり、ライブの透視は使用すべきでない。手技の誘導と観察にはパルス式透視を使用すべきであり、多くの場合秒間3 - 8パルスが適当である (Connolly ら, 2006)。イメージインテンシファイア (II) は、透視を出しながらではなく、透視を出す前に関心領域に持ってくるべきである。場合によってはバーチャルコリメーション技術を使うことで、透視を出さずに位置決めすることができる。照射野は、必要とされる解剖学的領域ぎりぎりまで絞ることが重要である。ビームが放射線高感受性領域 (乳房, 眼球, 甲状腺, 生殖腺) から離れるように照射角度をつけることや、これらの部位が照射野から外れるようにできるかぎり照射野を絞ることに注意すべきである。拡大透視の使用は、最低限にとどめるべきである。透視が一定時間を越えると警報が出る機能や透視時間をライブで読み上げる機能が検査室内にあれば、透視時間を制限するための有用な注意喚起となる。行われた手技の面積空気カーマ積を記録しておき、米国医学物理学会が公表している指標と比較すべきである (American Association of Physicists in Medicine, 1998; Amis ら, 2007)。

5. 小児 IVR における放射線防護

(92) 小児患者に対するインターベンショナルラジオロジー (IVR) の実施頻度は増しており、また手技も複雑化して治療に要する時間も延びている。その結果、患者への照射総線量が増えていると思われる。難易度の高い小児インターベンション手技、特に小さな乳児に対しては、臨床上と放射線防護上の双方の理由から、治療経験が豊富な小児インターベンション医が実施すべきである。

(93) この手技は必要不可欠な場合にのみ実施されるべきであり、実施するにしても、透視や CT ではなく超音波ガイド下に行くことで放射線量を最小限にとどめるか、可能なかぎり回避すべきである。

(94) インターベンションチームのメンバーは全員が放射線被ばくについて認識し、放射線物理学と放射線防護の訓練を受けるべきである。一般的な放射線診断について行われる訓練に加えて、さらにもう一段階上の、専門レベルの放射線防護の訓練が望まれ、実際にこの訓練の受講が必須となっている国もある (例えば EU 諸国)。また、新たに X 線装置や技術が医療施設に導入されるときには、特別に追加訓練の実施を計画しなければならない (ICRP, 2001a; Connolly ら, 2006; Rehani, 2007)。

(95) この手技を実施する診療科では、すべての装置について医学物理士の管理の下に品質保証プログラムを導入すべきである (ICRP, 2001a)。

5.1 患者への不必要な線量の低減

(96) 小児への透視とインターベンションにおける大きな特徴は、新生児、乳児、幼児／学童の体格と比べて、イメージインテンシファイア (II) のサイズが大きい点にある。もし照射野絞りを使用しなければ、これらの患者では、イメージインテンシファイアが体全体をすっぽりと覆ってしまい、そのため放射線被ばくが増す可能性がある。また、成人に比べて小児患者では拡大透視を用いる必要性が高く、そのことが線量をさらに増す要因となる (Connolly ら, 2006)。X 線透視法を用いる際の線量低減方法は 4.8 節で述べている。

(97) 複雑なインターベンション手技では、成人においては最大皮膚線量が高くなり、小児においては被ばく臓器や組織の吸収線量が高くなることが示されている。成人の皮膚への一回照射で起こりうる臨床的な影響については既に調査されており、これをインターベンションチームのメンバーに周知しておくべきである (Balter ら, 2010)。これまでのところ小児のデ

ータは公表されていない。

5.2 スタッフへの不必要な線量の低減

(98) 患者の散乱放射線から受けるスタッフの被ばくには特に注意を払うべきである。成人に比べ、小児患者は体が小さく、手技中に動いてしまうため、手技を行うのに長時間を要するかもしれない。そのため、透視時間が長くなるおそれがある。さらに、インターベンションチームのメンバーは、多くの手技と長年の診療を通じて、既に線量が累積していると思われる (Niklason ら, 1993; Tsapaki, 2001)。

(99) 小児の IVR には、患者の体格差が大きいことに由来する独特な特徴がある。インターベンションを行う医師は、小さな患者に近づくために、しばしばビームに近づくことが必要であり、時にビームの内側に入ることが必要となる。手を一次ビームに曝すことは避けるべきであるが、予想外の緊急事態や複雑な事態を来したときに、気づかずに手がビーム内に入るおそれがある。また、中心静脈カテーテル留置や膿瘍ドレナージなどの手技の際に、術者の手を直接ビーム内に入れるか、そのすぐ近傍に近づけてしまうことがある。

(100) 以下の点に注意を払うべきである。

- 手術室内にいるすべてのチームメンバーが防護用鉛エプロンを使用すべきであり、X線管や患者の近くで作業しているチームメンバーは眼の防護具（天井から吊るされたスクリーンまたは有鉛ガラス）を使用すべきである。麻酔科医に対する適切な防護も検討すべきである。
- 天井懸架式の有鉛ガラス、プラスチック遮蔽体、左右両側面をカバーする有鉛ガラス眼鏡は、術者の眼の放射線被ばくをおよそ90%引き下げる (Thornton ら, 2010)。
- 防護エプロンは、体にぴったりと密着したものを着用すべきで、女性作業者には乳房の腋窩突起を防護するためのアームウィングも併せて取り付け、室内を動き回るスタッフには体の前面と後面を完全に覆う防護エプロンを着用させるべきである。
- 放射線防護手袋は、散乱放射線による手の線量をおよそ40–50%低減することができる。しかしそのような手袋を用いることで手先の細かな動きを妨げ、手技が長引く原因となりうることに注意すべきである。また鉛手袋が一次ビーム内に入ると、装置パラメータを引き上げて線量を増やしてしまう。わずかに照射角度を振ることで術者の手をビームから離すこと、ぎりぎりまで照射野を絞ること、術者の指を置く位置に細心の注意を払うことが、術者被ばく低減の助けとなる。
- 手技が複雑化し長時間を要するようになるにつれて、術者の下肢の線量にもより一層の注意が向けられている。術者下肢の足首までの散乱放射線を低減するための鉛製のテーブルフラップあるいは新しい化合物素材による覆い布の使用を考慮するのもよい。
- 防護エプロンを着用する場合、作業従事者の線量は鉛製エプロンの下のバッジ線量計とエプ

ロンの上の襟部分に付けたもう1つのバッジ線量計の値から算定すべきである (ICRP, 2001a)。もし操作中に一次ビーム内やその端に手が入る可能性がある時には、放射線リングバッジを併用することも大切である。

- 術者はイメージインテンシファイアの側に立つべきであり、また、線源からの距離をとることにより (すなわち放射線量が距離の2乗に反比例するという法則) 放射線量を低減できるので、チームメンバーは可能なかぎり後ろに下がっているべきである。
- 血管造影を行う際は、造影剤を手押しで注入せずに自動注入器を用いることが、他のどの方法を用いるよりも術者線量の低減に効果的であると示されている (Hayashi ら, 1998)。可能なかぎり自動注入器を使用し、造影剤を注入している最中は、術者は患者から距離を取るか、移動式鉛衝立の後ろに身を寄せるべきである。手押しで造影剤を注入する必要がある場合には、術者はカテーテルの長さの許すかぎり患者から距離をとることが、術者線量を最小に抑えるうえで重要である。

5.3 デジタル血管造影法またはデジタルサブトラクション血管造影法による撮影

(101) この撮影は、診断や手技終了後の結果評価に必要な場合にのみ行うべきである。臨床上の目的を達成するのに必要な最も少ない秒間フレーム数を用い、画像は最も低い倍率 (後処理で拡大することが可能である) を用いて得るべきである。常に関心領域だけにぎりぎりまで照射野を絞るべきである。さらに、最終画像保持、撮影、ビデオ録画、デジタル透視で得た画像は PACS (Picture Archiving and Communication System) システムに保存し、後で見返すことができる。

(102) Cアーム装置を使用する場合、側面像や斜位像をみるときに X線源が皮膚に近づくため、患者皮膚線量の増加につながることを認識しておくことが重要である。側面像や斜位像をみる際には、可能なかぎり患者の腕を上げておくべきである。また、できるだけ腕を支える台を用いて、長い手技のあいだに腕が一次ビームのほうに倒れ込むのを防ぐべきである。異なる投影方向の照射野が重なることは最小限にとどめるべきである。

6. 小児 CT 撮影における患者の放射線防護

6.1 CT 撮影の線量測定

(103) CT 線量指標 (CTDI) は CT の主要な測定値である。2.1 節 7 項に示した理由により、ICRU (2005) と IAEA (2007) は空気吸収線量の代わりに空気カーマの使用を推奨している (CT 空気カーマ指標)。しかし本刊行物のデータ表では文献に記されているとおりに CTDI 値で表記することにした。CTDI は一連の連続した照射による z 軸方向の平均吸収線量を表している。この値は 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 は理論的には、測定で使用するファントムと同等なサイズと放射線減弱特性を有するスキャン体積の中心部位内の平均線量を評価するものである。CTDI はこの値を評価するのに簡便な方法であり、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。CTDI は撮影視野内のどの部位かで値が変動しうる。体幹部撮影の場合、CTDI は通常回転中心よりも表面のほうが 2 倍高くなる。撮影視野における平均 CTDI は、下式のとおり、加重 CTDI (CTDI_w)* によって与えられる (Leitz ら, 1995; European Commission, 2000; International Electrotechnical Commission, 2002)。

$$\text{CTDI}_w = 1/3 \text{CTDI}_{100, \text{centre}} + 2/3 \text{CTDI}_{100, \text{edge}} \quad (1)$$

この式中の 1/3 と 2/3 という値は、それぞれ中心 (centre) と周辺部 (edge) の値によって代表される相対的体積を近似している (Leitz ら, 1995)。CTDI_w は、特定の kVp 値と mAs 値における CT スキャナの放射線出力指標として有用である。

(104) 体積被ばくの解析に用いられる指標が長さ線量積 (DLP) である。この指標は、CTDI_w (中心部と周辺部について重み付けした CTDI (mGy / 100 mAs)、すなわち撮影視野全体を通じた平均 CTDI) とスキャン長の積から直接導き出される値である。DLP は、検査終了後であっても、計画された撮影であれば検査終了前であっても、CT スキャナで測定することができる値である。

(105) ボリューム CTDI_w (CTDI_{vol})* は、ある個別の撮影プロトコルによるスキャン体積中のある 1 点における平均線量を最も適切に表現するパラメータである。ヘリカル CT では、X 線管 1 回転あたりの寝台の移動長の全ビーム幅に対する比を「ピッチ」と言う。よって、

*訳注 JIS Z 4751-2-44: 2018 において、「Weighted CTDI100 (CTDI_w)」と「Volume CTDI_w (CTDI_{vol})」の日本語表記は、それぞれ「重み付け CTDI100(CTDI_w)」、「ボリューム CTDI_w(CTDI_{vol})」と定められた。

CTDI_{vol} は CTDI_w をそのピッチで除した値と等しいことになる。したがって、CTDI_w が x , y 軸方向 (xy 平面内) での平均吸収線量を表しているのに対して、CTDI_{vol} は x , y , および z 軸方向での平均吸収線量を表している。ここで z 軸方向とは寝台の移動方向に平行な方向を指す。CTDI_{vol} は、CTDI ファントムに類似した放射線減弱特性を示す対象物の CT 撮影において、照射体積内の平均放射線量を評価するものであるが、対象物の大きさ、形状、放射線減弱特性がファントムと大きく異なるときには、対象物の平均放射線量を示さない。また、CTDI_{vol} は、スキャン長とは無関係であるため、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。CTDI_{vol} の単位は SI 単位系ではミリグレイ (mGy) であり、将来を見越して、新しい CT 装置のコンソール画面にはこの値を表示することが求められている (世界保健機関, 国際電気標準会議, 米国食品医薬品局, 欧州連合によって)。多列検出器 CT で CTDI_{vol} を測定するときの問題点として、特に実効ビーム幅が大きい場合、照射される長さ (ビームの裾部分) が CT 用電離箱の長さ 100 mm を越えてしまうことがある。この問題を解決するために設計された電離箱がいくつか提案されている (Dixon と Ballard, 2007)。

(106) CT 線量推計全国調査の例を小児の頭部、胸部、腹部／骨盤 CT の参考レベルとして表 6.1 に示した。

6.2 正当化／適応

(107) 軽微な小児頭部外傷後に脳神経外科手術を必要とする患者の比率は 0.02% と小さいので、軽微な小児頭部外傷に対する CT 適応はないと言える (Teasdale ら, 1990)。さらに、小児頭部外傷では以下の判断基準、すなわち、小児が通常の状態にある、親の指示にしたがって正常に動く (2 歳未満の小児の場合)、意識喪失がないか意識喪失が 5 秒未満である、重傷となる受傷機転がない、触知可能な頭蓋骨骨折がない、頭蓋底骨折の徴候がない、前頭部以外には頭皮下血腫がない、嘔吐がない、ひどい頭痛がない (2 歳以上の小児の場合) という基準を満たせば頭部 CT を省略してもよいと報告されている (Kuppermann ら, 2009)。また毎日のように頭痛や片頭痛のある小児や、てんかんを新規発症した小児で CT に異常所見が見つかって、治療や患者の予後には影響しなかった (Lewis と Dorbad, 2000; Maytal ら, 2000)。

(108) 小児患者はやせた体型をしており、超音波検査でも腹部の深部構造が可視化できることから、小児患者の腹部画像検査としては通常、超音波検査を第 1 選択とすべきである。経験豊かな検査者であれば、超音波検査で多くの情報が得られ CT 検査が不要になることもある。例えば、急性虫垂炎が疑われる小児では超音波検査が第 1 選択である。仮に超音波検査で所見が得られなかった場合には、しばしば CT と MRI のどちらかを選ぶことになるが、国によっては MRI がすぐには利用できないところもあるし、また病院によっては時間外の MRI 検査が行えないところもある。

表 6.1 頭部、胸部、腹部、骨盤における小児CTの線量推計全国調査 (Thomas, 2011 をもとに改作)

| | 国 | 調査年 | 文献 | 1 (または0-1) 歳 [†] | | 5 (または2-5) 歳 | | 10 (または6-10) 歳 | |
|------------------|---------------------------------|----------------------|-------------------------------|------------------------------|---------------------------|-----------------------------|--------------|-----------------------------|----------------|
| | | | | CTDI _{vol} 16* | DLP 16 | CTDI _{vol} 16 | DLP 16 | CTDI _{vol} 16 | DLP 16 |
| C T 頭 部 | 英国 | 2005 | (Shrimpton ら, 2005) | 35/30 | 270 | 50/45 | 470 | 65/50 | 620 |
| | ドイツ | 2005-6 | (Galanski ら, 2007) | 33 | 390 | 40 | 520 | 50 | 710 |
| | スイス | 2008 | (Verdun ら, 2008) [‡] | 20 | 270 | 30 | 420 | 40 | 560 |
| | フランス | 2009 | (Brisse と Aubert, 2009) | 30 | 420 | 40 | 600 | 50 | 900 |
| | ギリシャ | 2009 | (Yakoumakis ら, 2009) | — | — | — | 650 | — | 975 |
| | ベルギー | 2010 | (Buls ら, 2010) | 35 | 280 | 43 | 473 | 49 | 637 |
| C T 胸 部 | 英国 | 調査年 | 文献 | 1 (または0-1) 歳 [†] | | 5 (または2-5) 歳 | | 10 (または6-10) 歳 | |
| | 英国 | 2005 | (Shrimpton ら, 2005) | CTDI _{vol} 32 (16)* | DLP 32 (16) | CTDI _{vol} 32 (16) | DLP 32 (16) | CTDI _{vol} 32 (16) | DLP 32 (16) |
| | ドイツ | 2005-6 | (Galanski ら, 2007) | 6 (12) | 100 (200) | 6.5 (13) | 115 (230) | 10 (20) | 185 (370) |
| | ドイツ | 2005-6 | (Galanski ら, 2007) | 1.7 (3.5) | 28 (55) | 2.7 (5.5) | 55 (110) | 4.3 (8.5) | 105 (210) |
| | スイス | 2008 | (Verdun ら, 2008) [‡] | 2.5 (5) | 55 (110) | 4 (8) | 100 (200) | 5 (10) | 110 (220) |
| | フランス | 2009 | (Brisse と Aubert, 2009) | 3 (6) | 30 (60) | 3.5 (7) | 63 (126) | 5.5 (11) | 137 (274) |
| | ギリシャ | 2009 | (Yakoumakis ら, 2009) | — | — | — | 168 (336) | — | 289 (578) |
| | ベルギー | 2010 | (Buls ら, 2010) | 4.2 (8.4) | 38 (76) | 4.7 (9.3) | 55.5 (111) | 4.5 (9) | 72 (144) |
| | 米国 | 2008 [§] | | 4.3 (8.5) | — | 4.8 (9.5) | — | 5.5 (11) | — |
| | C T 腹 部 ／ 骨 盤 | 英国 | 調査年 | 文献 | 1 (または0-1) 歳 [†] | | 5 (または2-5) 歳 | | 10 (または6-10) 歳 |
| 英国 | | 2005 | (Shrimpton ら, 2005) | CTDI _{vol} 32 (16)* | DLP 32 (16) | CTDI _{vol} 32 (16) | DLP 32 (16) | CTDI _{vol} 32 (16) | DLP 32 (16) |
| ドイツ | | 2005-6 | (Galanski ら, 2007) | — | — | — | — | — | — |
| ドイツ | | 2005-6 | (Galanski ら, 2007) | 2.5 (5) | 70 (145) | 4 (8) | 125 (255) | 6.5 (13) | 240 (475) |
| スイス | | 2008 | (Verdun ら, 2008) [‡] | 3.5 (7) | 65 (130) | 4.5 (9) | 150 (300) | 6.5 (13) | 190 (380) |
| フランス | | 2009 | (Brisse と Aubert, 2009) | 4 (8) | 80 (160) | 4.5 (9) | 121 (242) | 7 (14) | 245 (490) |
| ギリシャ | 2009 | (Yakoumakis ら, 2009) | — | — | — | 420 (840) | — | 560 (1120) | |
| ベルギー | 2010 | (Buls ら, 2010) | 3.9 (7.8) | 50.2 (101) | 5.5 (11) | 104.5 (209) | 4.8 (9.5) | 119 (238) | |
| 米国 | 2008 [§] | | 4.3 (8.5) | — | 5.0 (10) | — | 5.5 (11) | — | |

CTDI : CT線量指標, DLP : 長さ線量積

* 頭部CTの場合、CTDIとDLPの値は、16cmファントムでの値である。胸部と腹部／骨盤CTの場合、値は32cmファントムでの値であり、括弧内は16cmファントムでの値である。データは、原著論文の16cmファントムに対するデータ (Shrimpton ら, 2005; Verdun ら, 2008; Yakoumakis ら, 2009)、32cmファントムに対するデータ (Brisse と Aubert, 2009)、両方のファントムに対するデータ (Galanski ら, 2007) を引用した。

† 提案されているDRLは1歳、5歳、10歳の小児の値を表している場合 (Shrimpton ら, 2005; Brisse と Aubert, 2009; Yakoumakis ら, 2009) と年齢群を使用している場合 (Galanski ら, 2007; Verdun ら, 2008) がある。ほとんどの小児のDRL研究には15歳のカタゴリーが含まれていないが、11-15歳グループを含んでいるものもある (Galanski ら, 2007; Verdun ら, 2008)。その国の成人のDRL、または成人と10歳のDRLの中間値をティーンエイジャーの値として取り扱って良いかもしれない。

‡ スイスはその後、より大規模なドイツでの研究 (Galanski ら, 2007) で得られた値を採用している。

§ 値はIRSN(フランス放射線防護原子力安全研究所)が推奨する、「成人腹部CTに対するフランスのDRL値」に基づいて、2008年に小児画像診断における放射線安全連合 (Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging) が推奨する計算方法に即って算出した値である。

参考文献 : Shrimpton ら, 2005; Galanski ら, 2007; Verdun ら, 2008; Brisse と Aubert, 2009; Yakoumakis ら, 2009 ; Buls ら, 2010

(109) 軟部組織、神経系（ただし新生児の頭部と脊椎の超音波検査を除く）、骨髄に関する詳細な情報は、通常 MRI によって得ることができるが、これは MRI の優れたコントラスト解像度によるものである。

(110) 疾病関連の死亡率が高い悪性疾患では、CT による放射線被ばくのリスクについての考え方が他の疾患と異なるかもしれない。しかし完治が見込める治療症例が増える中で、フォローアップ検査や画像ガイド下治療のための CT による被ばく線量の増加は考慮すべきである。

(111) 生物学的に考えて、もはや治療効果が期待できないことが既知である疾患の場合、あまり早期にフォローアップの CT 検査を実施すべきでない。正当化は最初の CT 検査時と同様に厳密に行われるべきであり、代替検査法で十分な場合にはそちらを選択すべきである。フォローアップ CT 検査では放射線量を低減するため、臨床的な意味に応じてスキャン体積を制限することもできる。例えば Jimenez ら（2006）は嚢胞性線維症患者のフォローアップ CT 検査 1 回あたりのスキャンを 6 スライスに制限したことによる大幅な線量低減（55%）を報告している。

(112) 同一部位を繰り返しスキャンすること（すなわち多相撮影 CT）は制限すべきであり、相を追加することに正当化が求められる（Strauss ら，2010）。

6.3 CT 装置における線量低減措置

(113) 最適化プロセスの一環として、新規 CT 装置購入の際には、線量低減措置について特段の配慮をすべきである。購入、試運転、品質管理試験などについては医学物理士に助言を求めべきである。線量低減のためのソフトウェアやハードウェア開発の例としては管電流変調がある。これは患者の体形と体密度に応じて X 線管電流を「小児サイズにあわせる」ことができる AEC の一形態である。新しい広域検出器 CT 装置は、最小の時間で広範囲の撮影を可能にする。二重線源 CT 装置では、寝台移動速度の高速化と高ピッチスキャンによりスキャン時間を短縮し、大幅に被ばく線量を低減することから、小児胸部 CT と心臓 CT に適用されている。さらに照射ビームの特性を調整するフィルタ（例えば、ボウタイフィルタ）により X 線検出器の効率を改善したり、動的制御あるいは適応制御による可変絞りによって「ヘリカル過剰線量照射」による不要な放射線を遮蔽したりする技術が現在導入されている。新しい臓器ベースの線量変調技術により、仰臥位患者の乳房、甲状腺、水晶体の線量低減のため、X 線管が体前方 120° を横切るときに X 線管電流（mA）を低減することができるようになった。逐次近似画像再構成法を用いた画像再構成は、最近の新しい多列検出器 CT 装置で導入されている線量低減手法である。新しい自動 kV 調整技術が実用間近であり、患者の体型と検査の目的に応じて X 線管電圧（kVp）を調節できるようになるだろう。最後に、新しいソフトウェアが搭

載された CT 装置のコンソール画面には、警報や通知を出すことでスキャン前に過剰な線量の回避を促す機能が装備され、これは品質保証や品質改善のプログラムとして使用することもできる (Hampton, 2010)。

6.4 画質と検査の質の最適化

(114) 画質と検査の質の両方に注意を払うべきである。他のイメージングモダリティと同様に、患者の準備を最適化すべきである。例えば必要に応じて鎮静を施すことで患者の動きや画質の劣化を低減またはゼロにすることができる。CT では高解像度のデータが得られたとしても、多断面再構成法のようななんらかの断面構築操作を施さなければ、診断に必要な情報を提供することはできない。画質に関する客観的性能は、画像ノイズと画像コントラストで示される。被ばくを最小限に抑えるという観点から、放射線診断が十分にできるのであれば、ノイズの多い画像でも許容すべきである。小児 CT 検査の成果の多くは、細心の注意を払った造影剤投与にも依存している。画質／線量比を極大化するためには線量低減努力とこの重要な画質要素との折り合いをつけることが必要である。アーチファクトも画質と関連がある。スキャン時間やピッチといった調整可能な要素が、体動によるモーションアーチファクトの発生に影響を及ぼすと考えられる。多列検出器 CT 装置、高速な寝台移動、高速回転ガントリーが実現しており、これによって小児患者の呼吸動作によるアーチファクトが低減できると考えられる。

(115) 検査の質は、検査しようとする組織や部位にも依存する。骨格系や肺実質の検査のほうが、脳や腹部の検査よりもより多くの画像ノイズが許容できるであろう。その理由としては前者のほうがコントラストの差が大きいことが挙げられる。したがってノイズの大きい胸部検査であっても、ノイズの少ない腹部検査と検査の質という点では同じである。肝臓、腎臓、すい臓などの腹部臓器は、正常組織と病変部分がわずかな密度差しか示さない場合があり、診断の質を高めるために患者に高い線量を課す場合がある。また、手術計画のために骨の輪郭を決定するための三次元再構成であれば、低線量レベルでも行うことができる (Vock, 2005)。

(116) 検査の質が許容可能かどうかは、その検査が臨床上どのような意味を持っているかによっても左右される。腎結石のようにたとえ小さくてもコントラストの高い病変であれば、小児の低線量 CT 検査も受け入れられる (Karmazyn ら, 2009)。サイズが小さくてコントラストの低い病変では、より高いコントラスト解像度が必要となる。例えば、小さな肝転移の有無を評価する検査より、肝破断を評価するためのフォローアップ検査のほうが、多くの画像ノイズが許容できると思われる。

(117) 検査の質の受け止められ方は、データ表示法にも関係している (ICRP, 2001b)。CT コンソール上に表示される検査画像は、特定の検査を表示するための最適化がなされていないモニターで表示されると見劣りするかもしれない。検査画像を読影する際の周囲の環境も

検査の質の受け止められ方に影響を及ぼす。

6.5 スキャンパラメータの調整と線量低減の最適化

(118) X線ビームが減衰するにつれて画像ノイズは増加する。また、X線ビームの減衰は、スキャン部位の患者の体をX線が貫通する距離に影響される。そのため線量が患者の体重や年齢に見合うように、スキャンパラメータ (mA, kVp) を調整すべきである (Frush ら, 2002; Moss と McLean, 2006)。あるいはまた、AEC 技術/システム (Greess ら, 2002) を小児患者の CT 線量を低減するのに用いることができる。

6.5.1 管電流時間積 (mAs)

(119) 管電流時間積は「X線管負荷」(IAEA, 2007) と呼ばれ、画像ノイズに影響を及ぼす。これは放射線量と線形関係にある (すなわち、管電流時間積を2倍にすると放射線量も2倍になる)。しかし管電流時間積とノイズの関係はもっと複雑である (すなわち、管電流時間積が増加すると、管電流時間積の平方根に比例して画像ノイズが減少する)。たとえば、管電流時間積 (と線量) が4倍に増えると、画像ノイズは半分になる。小児患者で、検出器で同じ光電流を得るには、成人の場合に比べ管電流時間積 (mAs) を大幅に低減できることを何人かの研究者が示している。Huda ら (2000) は、120 kVp では体重 120 kg の場合 1300 mAs の管電流時間積を、70 kg であれば 200 mAs に、10 kg であれば 17 mAs にそれぞれ低減できるとしている。Boone ら (2003) は腹部 CT プロトコルにおいて、28 cm ファントム (成人ファントム) に対する管電流を 100% とした場合、25 cm ファントムで 56%, 20 cm ファントムで 20%, 15 cm ファントム (それぞれ異なる小児ファントム) で 5% まで管電流を低減しても、コントラストノイズ比 (CNR) を一定に保つことができたと報告している。

(120) 胸部 CT には比較的低い管電流が推奨されている。Lucaya ら (2000) は低線量・高解像度 CT で放射線量の大幅な低減を実現でき (50 mA では 72%, 34 mA では 80%), さらに、撮影に協力的でない小児患者や若い患者では 50 mAs で、協力的な場合では 34 mAs ですぐれた画質の肺野画像が得られたと報告している。Rogalla ら (1999) は、患者の年齢に応じてヘリカル CT の管電流を 25 から 75 mA の範囲 (回転時間 1 秒の場合) にすることを推奨している。低線量スキャンのリスクには、異常所見を見落とす可能性があるだけでなく、偽陽性の所見が得られることもあることを理解しておくことが重要である。管電流時間積の値が大きく低ノイズレベルであれば、偽陽性の所見が出ることはないと思われる。

6.5.2 管電圧 (kVp)

(121) 小児患者の体格は成人より小さいため、小児患者の身体を透過するのに必要な管電

表 6.2 提案されている小児 CT 撮影プロトコルの例
(Pages �ら, 2003; Verdun ら, 2004; Vock, 2005)

| | 体重 (kg) | CTDI _{vol} (mGy) | kV | mAs |
|----------------|---------|---------------------------|--------------|-----|
| 腹部 ピッチ 0.75 | 2.5-5 | 7.1 | 80 | 72 |
| | 5-15 | 9.4 | 100 | 56 |
| | 15-30 | 14.0 | 120 | 64 |
| | 30-50 | 18.5 | 120 | 96 |
| | 年齢 (歳) | CTDI _w (mGy) | DLP (mGy·cm) | |
| 脳/胸部 | < 1 | 25/20 | 180/150 | |
| | 5 | 25/25 | 200/200 | |
| | 10 | 50/30 | 750/600 | |
| 上腹部/下腹部 | < 1 | 20/20 | 330/170 | |
| | 5 | 25/25 | 360/250 | |
| | 10 | 30/30 | 800/500 | |

CTDI, CT 線量指標, DLP; 長さ線量積

圧 (kVp) は成人の場合より低い。したがって、成人の CT 検査では 120 kVp の管電圧が使用されるのに対し、小児患者では 100 kVp、時に 80 kVp もあれば十分である。管電流時間積 (mAs) を上げずに低い管電圧 (kVp) を使用するとノイズが増加する。しかし対象物のコントラストが高い場合にはノイズが大きいても許容できるので、線量も引き下げることができる。この低い管電圧 (kVp) の使用はヨード系造影剤の造影効果の改善が期待できるため、CT 血管造影に用いることが提案されている。管電圧 (kVp) を下げ過ぎるとビーム硬化アーチファクトを発生させる場合がある (Verdun ら, 2004)。体重 5 kg 未満の乳児には管電圧 80 kVp を使用することが Vock (2005) によって提案されている。Yu ら (2011) はファントム実験に基づき、小児胸部 CT と腹腔骨盤 CT においては体重 < 10 kg と 10-20 kg の小児に対して、それぞれ 80 kVp と 100 kVp の管電圧を使用することを提案している。管電圧 70 kVp を選択することが可能な新しいスキャン技術が実用化されつつあり、小児に優れた便益が得られることが期待されている。

(122) 体重調整した小児 CT 撮影プロトコルの利用が提案されている (Frush ら, 2002; Cody ら, 2004; Verdun ら, 2004; Vock, 2005)。提案されている小児 CT 撮影プロトコルの主な例を表 6.2 に挙げている (Pages ら, 2003; Verdun ら, 2004; Vock, 2005)。

6.5.3 スライス厚

(123) 小児は体格が小さいため、成人に比べてスライス厚をやや薄くすることで空間解像度を上げる必要があるが、スライス厚を薄くして同じ照射条件で撮影すると自動的にノイズが増えてしまう。このことは小児嚢胞性線維症患者の胸部 CT で、スライス厚 1.0 mm の代わり

にそれよりも薄いスライス厚 0.5 mm で撮影した研究で調べられており、肺野条件で撮影を行っても、気管や血管の構造が診断上許容可能なレベルで描画でき、しかも線量を低減することができた (0.14 mSv ± 0.04 vs 0.19 mSv ± 0.03) (O'Conner ら, 2010)。スライス厚を薄くしてもノイズレベルを一定に保つには、管電流時間積 (mAs) の引き上げが必要であり、結果的に放射線被ばくの増加につながる。ノイズレベルを一定に保つのに必要な管電流時間積は、スライス厚の二乗に逆比例する。したがってスライス厚を半分にすると、管電流時間積を 4 倍に増加させる必要がある。4 列検出器 CT は単列検出器 CT より線量効率が低く、薄いスライス厚で撮影するには、比較的高い線量レベルが必要となる。検出器列が 4 列以上になると、この現象は新しい検出器技術と装置構造の変化によりさほど重要ではなくなる (Thomton ら, 2003)。

6.6 防護のための遮蔽体

(124) 局所防護のための遮蔽体を用いるかどうかは、医療機関ごとに事情が異なる。1 つの遮蔽方法がすべての CT 装置に適用できるわけではなく、適切に取り扱わなければ、遮蔽体を置くことでかえって放射線量を増やす場合もあることから、プロトコルは CT 装置ごとに個別に検証すべきである。

(125) 女児の場合は、できるかぎり乳房組織を防護するためにビスマスを使った局所表面保護シートの使用を考慮すべきである (Coursey ら, 2008)。しかし CT 装置がビスマスシートで覆った部分での管電流を不必要に上げてしまわぬように、スカウトビュー (または AEC プレスキャンニング) の撮影が終わってからビスマスシートを掛けることが重要である。そのほかにも、水晶体、甲状腺、生殖腺を直接放射線や散乱放射線から防護するための器具も提案されている。眼球が高線量被ばくするような X 線検査では、検査や診断に影響を受けない限り、適当な遮蔽材 (例えばビスマスシート) や鉛含有防護眼鏡によって眼を遮蔽すべきである (例えば、頭部 CT や顔面骨 CT で、ガントリー傾斜角度が十分にとれずに、眼球を検査対象から外すことができない場合)。しかし、これまでのところ、鉛含有防護眼鏡の放射線防護性能の評価法が国際標準化されていないので、注意して用いるべきである。患者が協力的であれば、吸収線量で 50–70% 低減することができる。

(126) ビスマスシートが適切でない位置に置かれると、線条アーチファクトやノイズが増加する恐れがある (例えば、皮膚表面からの距離が近すぎたり、しわが寄るなどして表面上に滑らかに置かれていないなど)。ビスマスシートと接する皮膚面に見られるアーチファクト (subjacent artefact) を最小限に抑えるために、皮膚から十分な距離をとって適切な位置にビスマスシートを敷くことが推奨されている (Kim ら, 2010)。

(127) こうした問題点を考えて、ある研究者や病院施設では、患者にはビスマスシートなどの遮蔽体を用いないことを推奨しており、その代わりに、スキャン領域の厳密な制限や適切

な管電流調整を施すことで、多くの場合、遮蔽体を用いなくとも全体として大幅な線量低減が実現できると指摘している (Colombo ら, 2004; Geleijns ら, 2006; Kalra ら, 2009)。

6.7 小児 CT 撮影における線量低減の原則 (Vock, 2005)

(128) 小児 CT 撮影の線量低減という目的を達成するために、以下の戦略が提言されている。すなわち、CT 検査では厳密な正当化を行うこと、診断情報が得られるのであれば多少大きなノイズがある画像でも受け入れること、スキャンプロトコルを最適化すること、スキヤニングは必要最小限の長さに制限すること、同一部位を繰り返しスキヤンするのを避けることなどである。

a. CT 検査の厳密な正当化を行う

- 小児患者には超音波検査法や MRI のような代替のイメージングモダリティを検討すべきである。しかしながら小児が MRI 検査を受ける場合に時々必要となる麻酔のリスクも考慮すべきである。

b. 患者の撮影準備をする

- 特に幼い小児の場合、スタッフは子どもだけでなく親とのやりとりも必要で、親に鉛エプロンをつけさせ、一次ビームの内側に入らないように指示した上で、検査するあいだ親が子どものそばに付き添うことで、子どもの不快感を和らげることが期待される。
- 小児にとって優しい環境は小児の不安を低減することもできる。
- 小児の扱いに慣れた熟練スタッフがいれば、検査の質を向上させ、新たな被ばくの原因となる撮り直しを防止するうえで非常に有用である。
- 静脈ラインが必要な場合は、検査前にしっかりと留置を済ませておくべきである。
- 防護のための遮蔽体を配置する。

c. 撮影が診断のためであれば画像ノイズを受け入れる

- 限界まで受け入れる (すなわち、医療上の疑問が解決できるなら許すかぎりのノイズを受け入れる) ことが放射線科医の任務である (Donnelly ら, 2001)。
- 後処理によってシグナルノイズ比 (SNR) を維持しながら線量は低減できる (3–5 mm という厚めのスライスで再構成して読影する)。厚いスライス画像のほうが薄いスライス画像に比べてノイズは少ないが、薄いスライス画像は重要構造の細部を見るのに適し、二次元/三次元画像再構成に使用することができる。

d. スキャンパラメータを最適化する

- CT 装置ごとに形状がそれぞれ異なるので、管電圧 (kVp) と管電流 (mA) をそのまま比較することには問題がある。通常、小児 CT では回転時間を最短にするのがよく、それによりモーションアーチファクトを最小限に抑えられる。

- 管電流と管電圧 (kVp) は患者の体格に合うように調節すべきである。
- xy 平面 (角) 線量変調: これは通常、人体は体軸方向から見て正円ではないことを補償するために導入された。 x 軸方向 (左右方向) よりも y 軸方向 (前後方向) のほうが、同じシグナルノイズ比 (SNR) を達成するのに必要な放射線は一般的に少なく済む。 xy 平面変調は検査領域に応じて管電流時間積 (mAs) を 20–40% 低減するので、もしこの機能が装置に備わっており、かつ使用が適当であるなら用いるべきである。
- z 軸 (縦方向) 変調: 体軸方向 (z 軸) では、十分なシグナルノイズ比を得るのに必要とされる放射線は、患者のさまざまな部位での組織密度によって異なる。 z 軸変調は、CT 位置決め画像 (localizer view) を基に制御されるか、あるいはユーザーが設定することもできるが、できるかぎり z 軸変調を使用すべきである。

e. スキャン範囲を限定する

これは、CT 位置決め画像 (スカウトビュー) 撮影時と回転撮影の両方に当てはまる。

f. 正当化することのできない同一部位への繰り返しスキャンを避ける

- 繰り返しスキャンが必要な場合、スキャン範囲をできるかぎり小さな照射体積に制限するか、求める追加情報が損われない程度にまで線量を落としてスキャンを行うべきである。小児における多相撮影 CT は症例ごとに正当化すべきである。
- 同じ部位を繰り返しスキャンすることにはいくつかの医学的理由が必要であろう。
 - 造影剤投与前のスキャンと経静脈ボラス投与後のスキャン
 - 本スキャンの正しいタイミングを探るために (例えば、ボラストラッキング法) 少量の造影剤をテストボラスしたり、造影剤をボラス投与した後に関心領域に設定した 1 スライスを繰り返し低線量スキャンすることで、本スキャン開始のタイミングを計ったりすることがある。このような場合、連続したスキャンはごく低い線量 (例えば 5 mAs) で行うことができる。
 - 例えば腎臓などの臓器の動脈相、静脈相と分泌相またはそのいずれかを含むダイナミック造影 CT
 - 体位による重力影響を確認するための仰臥位と腹臥位での胸部 CT
 - エアトラッピングを検出するための吸気と呼気での胸部 CT
 - X 線透視を併用した CT ガイド下のインターベンション手技
 - 厚いスライスによるスクリーニングとその後の薄いスライスによる詳細なスキャン

7. 要約と勧告

- 電離放射線を用いたあらゆる検査の正当化と、それに続く放射線防護の最適化は、すべての患者において重要なことであるが、特に成人と比べて単位放射線量あたりの副作用のリスクが大きい小児患者において重要である。
- 正当化の原則に則り、もし画像診断検査の適応があり正当化されるならば、このことは、検査をしないことによる患者のリスクが、患者が被る可能性のある放射線障害のリスクよりも大きいことを意味する。
- 代替手段として電離放射線を使用しないイメージング技術を用いることができないかを常に検討すべきである。
- 放射線防護の最適化には、放射線装置と技術的パラメータが小児患者に対して適切に設定されるよう、放射線装置と品質管理の機能を最適化し、最適化プロセスを補助するためのDRLを導入することが必要である。
- 医療機関の放射線防護文化の一環として、品質基準の導入と定期的監査を制度化すべきである。
- 小児患者の位置合わせと固定、照射野サイズ、防護のための遮蔽体など、優れたX線撮影手技がとれるよう注意を払うべきである。X線撮影パラメータは、患者の体格と年齢に合わせて個別に設定すべきである。
- ほとんどのイメージング装置と販売元の撮影プロトコルは成人仕様になっており、小児に使用するためには装置と照射パラメータの調整が必要であろう。装置の設置、撮影プロトコルの設定、最適化を支援するため、できるかぎり医学物理士の助言を求めるべきである。
- インターベンション手技は、患者に高線量被ばくをもたらす可能性があるため、経験の豊富な小児インターベンションスタッフが行うべきであり、患者とスタッフの両者を防護するため、放射線防護に関する追加トレーニングの実施が推奨される。
- CTの場合、線量低減は、患者の体重や年齢にしたがって、スキャンパラメータ（mA, kVp, ピッチ）を調整することによって最適化すべきであり、体重別CT撮影プロトコルが提案、公表されている。放射線被ばくを最小限に抑えるという観点から、放射線診断上十分であれば、ノイズが多い画像であっても受け入れるべきである。最適化された検査の質は、スキャンする部位と検査の適応によっても異なる。その他の線量低減戦略としては、多相撮影プロトコルの制限、スキャン部位の重複回避、当該領域のみのスキャン、などである。さらに、検査の質は、放射線診断と解釈を容易にするための画像後処理によって改善できる可能性がある。

付属書 A. 小児放射線手技の適切な使用のためのガイドライン

以下の例は、英国王立放射線科専門医会（Royal College of Radiologists）が公表している撮影を依頼する医師と放射線科医のためのガイドライン（2007, www.rcr.ac.uk）をもとに作成したものである。

A.1 中枢神経系

- 小児の頭部外傷後の頭蓋骨単純 X 線撮影は、事故以外の原因による外傷（児童虐待）を除いて適応はない。事故による脳損傷を疑わせる臨床的な外傷性の特徴の数によっては、CT が適応となる場合がある。
- 頭部または脊椎の先天性疾患の場合、撮影するのに全身麻酔が必要であるとか、骨構造を詳細に描出しなければならないといった理由で、CTの方が望ましい検査である場合を除き、MRI が適応である。
- 頭部の外観が異常な場合（例えば泉門が開いた水頭症）には、超音波検査が適応である。ただし、頭蓋手術の前に CT の三次元再構成画像が必要な場合は除く。水頭症術後のシャント機能不全が疑われる場合は、バルブシステム全体の X 線撮影が適応である。
- てんかん患者の頭部単純 X 線撮影は適応ではない。難聴、発達遅滞、脳性麻痺が疑われる症例に対しても同様である。
- 頭痛、乳様突起炎または副鼻腔炎が疑われる症例（5 歳未満では副鼻腔はわずかに発達しているか、まだほとんど発達していない）は、通常単純 X 線撮影の適応とは認められていない。このような症例に対する専門的な検査法は、低線量 CT か、できれば MRI である。

A.2 頸椎および脊椎

- 外傷のない斜頸の小児では超音波検査が適応であり、MRI、単純 X 線撮影または CT が適応とされるのは、臨床所見が非定型的であるかまたは長期間持続しているかなどの特定の状況下に限られる。
- 潜在性二分脊椎は、よく見られる変異であり、いかなる画像検査も適応ではない。神経学的所見または徴候が存在する場合は、超音波検査または MRI が適応である。

A.3 筋骨格系

- 2歳未満であれば、事故によらない外傷（児童虐待）の疑いがあれば骨格単純X線撮影の適応である。しかし、骨格単純X線撮影は、小児患者撮影の実務トレーニングを受けた放射線技師が行い、放射線科医が撮影を監督し、必要に応じて追加する撮影方向についての助言を与えることが望ましい。
- 四肢外傷で比較するだけのために患側と反対の健常側をルーチンで単純X線撮影することは正当化されない。
- 骨年齢決定のための左手首／手の単純X線撮影は、低身長症または成長障害のある患者に対して適応がある。
- 股関節痛または跛行のみられる小児に対して、超音波検査は、関節浸出液の存在を除外または確認するため、そして診断さらに治療を補助する手段として適応がある。単純X線検査または核医学検査が適応とされるのは、超音波検査で何も所見が得られなかった場合だけである。MRIは、骨髓炎、無血管性骨壊死、腫瘍などの通常見られない疾患が疑われる場合の専門的な検査である。
- 限局性骨痛の症状または徴候がある場合は、単純X線撮影の適応である。超音波検査は骨髓炎が疑われる場合に有用となる場合がある。また、これらの患者に対してはMRIによる検査が増加している。
- 生後2か月から5か月の乳児の弾発股は、超音波検査で評価すべきである。単純X線撮影が有用なのは、超音波検査の技能を有する者がいない場合か、生後5か月を超えた乳児の場合に限られる。
- オスグッド・シュラッター病に単純X線撮影の適応はなく、軟部組織の腫張は臨床的に評価すべきである。

A.4 心胸郭系

- 急性胸部感染症や繰り返す湿性咳嗽に対して、胸部X線単純撮影は初診での検査適応はなく、治療したにもかかわらず症状が持続する、重症である、または原因不明の熱が続く患者に限って実施すべきである。
- 誤嚥が疑われる場合は単純X線撮影の適応である。呼気での単純X線撮影、X線透視、CT撮影の適応については地域間で方針が大きく異なる。
- 呼気性喘鳴または吸気性喘鳴に対するルーチンでの胸部単純X線撮影の適応はない。喉頭蓋炎は臨床症状で診断できるが、気道が安定して確保できており、異物や咽後膿瘍による閉

塞が疑われる小児では特に、頸部側方単純 X 線撮影が有用と思われる。

- 心雑音は通常、胸部単純 X 線撮影の適応ではない。専門医への紹介または心エコー検査の実施を検討すべきである。

A.5 消化管系

- 腸重積症の診断において超音波検査は感度が高い検査であるが、これを実施するかどうかは実施するオペレーターによる。できるかぎり腸重積症の疑いのある患者に限定すべきである。
- 誤飲の場合、頸部を含む胸部単純 X 線撮影を実施すべきである。腹部単純 X 線撮影は、鋭利な異物、有害または有毒物質（例えば電池）の誤飲を確認する必要がある場合にのみ適応がある。
- 腹部の軽微な外傷では、腹腔内の疾患や脊椎または骨盤の損傷を示唆する理学的所見が陽性でない限り、通常、腹部単純 X 線撮影の適応はない。CT 撮影は鈍的腹部外傷に対する画像検査の第 1 選択であるが、臓器損傷が既知である場合のフォローアップには超音波検査が有用な場合がある。重傷腹部外傷では、当該地域の成人に対する方針と同様に取り扱うべきである。
- 超音波検査は、噴出性嘔吐を呈する患者に対して、肥大型幽門狭窄症を除外するのに適した検査である。通常、上部消化管造影検査は、周期性嘔吐症や単純な胃食道逆流症への適応はない。
- 便秘症への腹部単純 X 線撮影はルーチンでは適応されない。ヒルシユスプルング病が疑われる場合は、専門医への紹介と生検の実施が望ましい。
- 触診で腹部腫瘍が認められる場合、まず超音波検査の適応がある。腫瘍の存在が確認されれば、更なる画像検査（MRI か CT のいずれか）が行われることになるが、検査は専門病院で実施するのが望ましい。

A.6 泌尿生殖器系

- 夜尿症が続く場合は超音波検査で評価すべきである。経静脈性尿路造影（IVU）は、特に完全重複腎盂尿管を持つ女児において尿道括約筋遠位への尿管異所開口を確認する場合に限定すべきである。MRI 尿路造影の設備がある場合は、IVU に代って MRI 尿路造影を実施する。
- 神経または骨格の検査で異常が見られた小児、超音波検査で膀胱壁肥厚／肉柱形成が見られた小児、ビデオウロダイナミクス検査で神経因性膀胱尿道機能障害（神経因性膀胱）が見られた小児において、腰仙部脊椎の単純 X 線撮影が適応となる。
- 非触知精巣は超音波検査の適応であるが、腹腔内精巣の場合は MRI が有用と思われる。腹

腔鏡検査も増えている。

- 尿路拡張の出生前診断は超音波で評価すべきであるが、軽度の拡張でも専門医に紹介することが推奨される。

参考文献

- Alt, C.D., Engelmann, D., Schenk, J.P., et al., 2006. Quality control of thoracic X-rays in children in diagnostic centers with and without pediatric–radiologic competence. *Fortschr Röntgenstr* **178**, 191–199.
- American Association of Physicists in Medicine, 1998. Managing the Use of Fluoroscopy in Medical Institutions. AAPM Report No. 58. Medical Physics Publishing, Madison, WI.
- American College of Radiology, 1996. ACR Appropriateness Criteria, Reston, VA. Available at: <http://www.acr.org/ac> (last accessed 07.11.12).
- Amis, E.S., Butler, P.F., Applegate, K.E., et al., 2007. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J. Am. Coll. Radiol.* **4**, 272–284.
- Balter, S., Hopewell, J.W., Miller, D.L., et al., 2010. Fluoroscopically guided interventional procedures: a review of radiation effects on patients' skin and hair. *Radiology* **254**, 326–341.
- Bardo, D.M.E., Black, M., Schenk, K., et al., 2009. Location of the ovaries in girls from newborn to 18 years of age: reconsidering ovarian shielding. *Pediatr. Radiol.* **39**, 253–259.
- Berrington de Gonzalez, A., Mahesh, M., Kim, K.P., et al., 2009. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch. Intern. Med.* **169**, 2071–2077.
- Boone, J.M., Geraghty, E.M., Seibert, J.A., et al., 2003. Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. *Radiology* **228**, 352–360.
- Brenner, D., Hall, E., 2007. Computed tomography – an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.* **357**, 2277–2284.
- Brisse, H.J., Aubert, B., 2009. CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007–2008 SFIPP/ISRN survey. *J. Radiol.* **90**, 207–215.
- Buls, N., Bosmans, H., Mommaert, C., et al., 2010. CT paediatric doses in Belgium: a multi-center study: results of a dosimetry audit 2007–2009. Available at: <https://www.fanc.fgov.be/nl/system/files/ct-paediatric-doses-belgium-multi-centre-study.pdf> (last accessed 2020.8.26).
- Cody, D.D., Moxley, D.M., Krugh, K.T., et al., 2004. Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. *AJR Am. J. Roentgenol.* **182**, 849–859.
- Colombo, P., Pedroli, G., Nicoloso, M., et al., 2004. Evaluation of the efficacy of a bismuth shield during CT examinations. *Radiol. Med.* **108**, 560–568.
- Connolly, B., Racadio, J., Towbin, R., 2006. Practice of ALARA in the pediatric interventional suite. *Pediatr. Radiol.* **36** (Suppl. 14), 163–167.
- Cook, J.V., Kyriou, J.C., Pettet, A., et al., 2001. Key factors in the optimization of paediatric X-ray practice. *Br. J. Radiol.* **74**, 1032–1040.
- Coursey, C., Frush, D.P., Yoshizumi, T., et al., 2008. Pediatric chest MDCT using tube current modulation: effect of radiation dose with breast shielding. *AJR Am. J. Roentgenol.* **190**, W54–W61.
- Dauer, L.T., Casciotta, K.A., Rothenberg, L.N., 2007. Radiation dose reduction at a price: the effectiveness of a male gonadal shield during helical CT scans. *BMC Med. Imaging* **7**, 5.
- Dauer, L.T., St. Germain, J., Meyers, P.A., 2008. Letter to the Editor – let's image gently: reducing excessive reliance on CT scans. *Pediatr. Blood Cancer* **51**, 838.
- Dixon, R.L., Ballard, A.C., 2007. Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry

- using a conventional ion chamber: beyond CTDI100. *Med. Phys.* **34**, 3399–3413.
- Donnelly, L.F., Emery, K.H., Brody, A.S., et al., 2001. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *AJR Am. J. Roentgenol.* **176**, 303–306.
- Eder, H., Panzer, W., Schofer, H., 2005. Is the lead-equivalent suited for rating protection properties of lead-free radiation protective clothing? *Fortschr Röntgenstr* **177**, 399–404.
- European Commission, 1996. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. European Commission, Brussels.
- European Commission, 1999. Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. European Commission Publications, Radiation Protection 109, Brussels.
- European Commission, 2000. European Guidelines for Quality Criteria for Computed Tomography. European Commission, Luxembourg.
- Fawcett, S.L., Barter, S.J., 2009. The use of gonad shielding in paediatric hip and pelvis radiographs. *Br. J. Radiol.* **82**, 363–370.
- Fendel, H., Schneider, K., Kohn, M.M., Bakowski, C., 1989. Optimization of image quality and patient dose – paediatric radiology. In: Moores, B.M., Wall, B.F., Eriskat, H., Schibilla, H. (Eds.), Optimization of Image Quality and Patient Exposure in Diagnostic Radiology. BIR Report 20. British Institute of Radiology, pp. 91–101.
- Frush, D.P., Soden, B., Frush, K.S., et al., 2002. Improved pediatric multidetector body CT using a sizebased color-coded format. *AJR Am. J. Roentgenol.* **178**, 721–726.
- Galanski, M., Nagal, H.D., Stamm, G., 2007. Paediatric CT Exposure Practice in the Federal Republic of Germany. Results of a Nationwide Survey in 2005/6. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover. Available at: <https://www.apr.drg.de/media/document/1609/Report-German-Paed-CT-Survey-2005-06.pdf> (last accessed 2020.8.26).
- Geleijns, J., Salvado Artells, M., Veldkamp, W.J., et al., 2006. Quantitative assessment of selective inplane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *Eur. Radiol.* **16**, 2334–2340.
- Greess, H., Nömayr, 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., Nömayr, A., et al., 2004. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur. Radiol.* **14**, 995–999.
- Hampton, T., 2010. Radiation oncology organization, FDA announce radiation safety initiatives. *JAMA* **303**, 1239–1240.
- Hart, D., Wall, B.F., Shrimpton, P.C., et al., 2000. Reference Doses and Patient Size in Paediatric Radiology. NRPB-R318. National Radiological Protection Board, Chilton.
- Hart, D., Hillier, M.C., Wall, B.F., 2007. Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X-ray Imaging Procedures in the UK – 2005 Review. HPA-RPD-029. UK Health Protection Agency, Chilton.
- Hayashi, N., Sakai, T., Kitagawa, M., et al., 1998. Radiation exposure to interventional radiologists during manual-injection digital subtraction angiography. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* **21**, 240–243.
- Hiorns, M.P., Saini, A., Marsden, P.J., 2006. A review of current local dose-area product levels for paediatric fluoroscopy in a tertiary referral centre compared with national standards. Why are they so different? *Br. J. Radiol.* **79**, 326–330.
- Horwitz, A.E., Schweighofer-Berberish, K., Schneider, K., et al., 1993. Selected image quality parameters in a survey using a test phantom in radiological departments and offices in the Federal Republic of Germany. *Radiat. Prot. Dosimetry* **49**, 79–82.
- 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, 2007. Diagnostic Radiology: an International Code of Practice. Technical Report Series No.

457. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 2000a. Pregnancy and medical radiation. ICRP Publication 84. *Ann. ICRP* **30**(1).
- ICRP, 2000b. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* **30**(4).
- ICRP, 2001a. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. *Ann. ICRP* **30**(2).
- ICRP, 2001b. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* **30**(4).
- ICRP, 2003. Relative biological effectiveness (RBE), quality factor (Q), and radiation weighting factor (w_R). ICRP Publication 92. *Ann. ICRP* **33**(4).
- ICRP, 2004. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93. *Ann. ICRP* **34**(1).
- ICRP, 2005. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99. *Ann. ICRP* **35**(4).
- ICRP, 2007a. Managing patient dose in multi-detector computed tomography. ICRP Publication 102. *Ann. ICRP* **37**(1).
- ICRP, 2007b. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. *Ann. ICRP* **37**(2–4).
- ICRP, 2007c. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. *Ann. ICRP* **37**(6).
- ICRU, 2005. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. ICRU Report 74. *J. ICRU* **5**(2).
- International Electrotechnical Commission, 2002. Medical Electrical Equipment – Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Computed Tomography. International Standard IEC 60601-2-44 Edition 2.1. IEC, Geneva.
- IPEM, 2005. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. IPEM Report 91. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- 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.
- Johnson, K., Williams, S.C., Balogun, M., et al., 2004. Reducing unnecessary skull radiographs in children: a multidisciplinary audit. *Clin. Radiol.* **59**, 616–620.
- Kalra, M.K., Dang, P., Singh, S., et al., 2009. In-plane shielding for CT: effect of off-centering, automatic exposure control and shield-to-surface distance. *Korean J. Radiol.* **10**, 156–163.
- Karmazyn, B., Frush, D.P., Applegate, K.E., et al., 2009. CT with a computer-simulated dose reduction technique for detection of pediatric nephroureterolithiasis: comparison of standard and reduced radiation doses. *AJR Am. J. Roentgenol.* **192**, 143–149.
- Kim, S., Frush, D.P., Yoshizumi, T.T., 2010. Bismuth shielding in CT: support for use in children. *Pediatr. Radiol.* **40**, 1739–1742.
- King, J.N., Champlin, A.M., Kelsey, C.A., et al., 2002. Using a sterile disposable protective surgical drape for reduction of radiation exposure to interventionalists. *AJR Am. J. Roentgenol.* **178**, 153–157.
- Kuppermann, N., Holmes, J.F., Dayan, P.S., et al., 2009. Identification of children at very low risk of clinically-important brain injuries after head trauma: a prospective cohort study. *Lancet* **374**, 1160–1170.
- Lederman, H.M., Khademan, Z.P., Felice, M., et al., 2002. Dose reduction fluoroscopy in pediatrics. *Pediatr. Radiol.* **32**, 844–848.
- Leitz, W., Axelsson, B., Szendrő, G., 1995. Computed tomography dose assessment: a practical approach. *Radiat. Prot. Dosimetry* **57**, 377–380.
- Lewis, D.W., Dorbad, D., 2000. The utility of neuroimaging in the evaluation of children with migraine or chronic daily headache who have normal neurological examinations. *Headache* **40**, 629–632.
- Lucaya, J., Piqueras, J., García-Peña, P., et al., 2000. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. *AJR Am. J.*

- Roentgenol.* **175**, 985–992.
- Maytal, J., Krauss, J.M., Novak, G., et al., 2000. The role of brain computed tomography in evaluating children with new onset of seizures in the emergency department. *Epilepsia* **41**, 950–954.
- McCarty, M., Waugh, R., McCallum, H., et al., 2001. Paediatric pelvic imaging: improvement in gonad shield placement by multidisciplinary audit. *Pediatr. Radiol.* **31**, 646–649.
- Macgregor, D.M., McKie, L., 2005. CT or not CT – that is the question. Whether ‘tis better to evaluate clinically and x ray than to undertake a CT head scan. *Emerg. Med. J.* **22**, 541–543.
- Moss, M., McLean, D., 2006. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australas. Radiol.* **50**, 33–40.
- NAS/NRC, 2006. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionising Radiation: BEIR VII Phase 2. Board on Radiation Effects Research. National Research Council of the National Academies, Washington, DC.
- Niklason, L.T., Marx, M.V., Chan, H.P., 1993. Interventional radiologists: occupational radiation doses and risks. *Radiology* **187**, 729–733.
- O’Conner, O.J., Vandeleur, M., McGarrigle, A.M., et al., 2010. Development of low-dose protocols for thin-section CT assessment of cystic fibrosis in pediatric patients. *Radiology* **257**, 820–829.
- Pages, J., Buls, N., Osteaux, M., 2003. CT doses in children: a multicentre study. *Br. J. Radiol.* **76**, 803–811.
- Perlmutter, N., Arthur, R., Beluffi, G., et al., 1998. The quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics. *Radiat. Prot. Dosimetry* **80**, 45–48.
- Plewes, D.B., Vogelstein, E., 1984. Grid controlled x-ray tube switching time: implications for rapid exposure control. *Med. Phys.* **11**, 693–696.
- Preston, D.L., Ron, E., Tokuoka, S., et al., 2007. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958–1998. *Radiat. Res.* **168**, 1–64.
- Rehani, M.M., 2007. Training of interventional cardiologists in radiation protection – the IAEA’s initiatives. *Int. J. Cardiol.* **114**, 256–260.
- Rogalla, P., Stover, B., Scheer, I., et al., 1999. Low-dose spiral CT: applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr. Radiol.* **29**, 565–569.
- Royal College of Radiologists, 2007. Making the Best Use of Clinical Radiology Services, sixth ed. Royal College of Radiologists, London.
- Sanchez Jacob, R., Vano-Galvan, E., Gomez Ruiz, M., et al., 2009. Optimising the use of computed radiography in pediatric chest imaging. *J. Digit. Imaging* **22**, 104–113.
- Schneider, K., Fendel, H., Bakawski, C., et al., 1992. Results of a dosimetry study in the European Community on frequent x-ray examinations in infants. *Radiat. Prot. Dosimetry* **43**, 31–36.
- Schneider, K., Kohn, M.M., Bakowski, C., et al., 1993. Impact of radiographic imaging criteria on dose and image quality in infants in an EC-wide survey. *Radiat. Prot. Dosimetry* **49**, 73–76.
- Schneider, K., 1995. Evolution of quality assurance in paediatric radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* **57**, 119–123.
- Schneider, K., Kohn, M.M., Ernst, G., 1998. The derivation of reference dose values to chest X-rays in paediatric radiography. *Radiat. Prot. Dosimetry* **80**, 199–202.
- Schneider, K., Perlmutter, N., Arthur, R., et al., 2000. Micturition cysturethrography in paediatric patients in selected children’s hospitals in Europe: evaluation of fluoroscopy technique, image quality criteria and dose. *Radiat. Prot. Dosimetry* **90**, 197–201.
- Shrimpton, P.C., Hillier, M.S., Lewis, M.A., et al., 2005. Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review. NRPB-67. Available at: www.hpa.org.uk/radiation/publication/index.htm (last accessed 10.01.11).
- Strauss, K.J., Goske, M.J., Kaste, S.C., et al., 2010. Image gently: ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR Am. J. Roentgenol.* **194**, 868–873.
- Teasdale, G.M., Murray, G., Anderson, E., et al., 1990. Risks of acute traumatic intracranial

- haematoma in children and adults: implications for managing head injuries. *BMJ* **300**, 363–367.
- Thomas, K.E., 2011. CT utilization – trends and developments beyond the United States' borders. *Pediatr. Radiol.* **41** (Suppl. 2), S562–S566.
- Thomton, F.J., Paulson, E.K., Yoshizumi, T.T., et al., 2003. Single versus multi-detector row CT: comparison of radiation doses and dose profiles. *Acad. Radiol.* **10**, 379–385.
- Thornton, R.H., Dauer, L.T., Altamirano, J.P., et al., 2010. Comparing strategies for operator eye protection in the interventional radiology suite. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **21**, 1073–1077.
- Tsapaki, V., 2001. Patient and staff dosimetry problems in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* **94**, 113–116.
- UNSCEAR, 2008. Sources and Effects of Ionizing Radiation, UNSCEAR 2008 Report: Volume I: Sources – Report to the General Assembly Scientific Annexes A and B, United Nations, New York.
- Vañó, E., Fernandez, J.M., Ten, J.I., et al., 2007. Transition from screen-film to digital radiography: evolution of patient radiation doses at projection radiography. *Radiology* **243**, 461–466.
- Vañó, E., Martinez, D., Fernandez, J.M., et al., 2008. Paediatric entrance doses from exposure index in computed radiography. *Phys. Med. Biol.* **53**, 3365–3380.
- Valk, J.W., Plotz, F.B., Schuerman, F.A., et al., 2001. The value of routine chest radiographs in a paediatric intensive care unit: a prospective study. *Pediatr. Radiol.* **31**, 343–347.
- Verdun, F.R., Lepori, D., Monnin, P., et al., 2004. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur. Radiol.* **14**, 835–841.
- Verdun, F.R., Gutierrez, D., Vader, J.P., 2008. CT radiation dose in children: a survey to establish agebased diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur. Radiol.* **18**, 1980–1986.
- Vock, P., 2005. CT dose reduction in children. *Eur. Radiol.* **15**, 2330–2340.
- Ward, V.L., Barnewolt, C.E., Strauss, K.J., et al., 2006. Radiation exposure reduction during voiding cystourethrography in a pediatric porcine model of vesicourethral reflux. *Radiology* **238**, 96–106.
- Willis, C.E., Slovis, T.L., 2004. The ALARA concept in pediatric CR and DR: dose reduction in pediatric radiographic exams – a white paper conference executive summary. *Pediatr. Radiol.* **34** (Suppl. 3), S162–S164.
- Yakoumakis, E., Karlatira, M., Gialousis, G., et al., 2009. Effective dose variation in pediatric computed tomography: dose reference levels in Greece. *Health Phys.* **97**, 595–603.
- Yu, L., Bruesewitz, M.R., Thomas, K.B., et al., 2011. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: principles, clinical implementations, and pitfalls. *Radiographics* **31**, 835–848.

ICRP Publication 121

小児の放射線診断とIVRにおける放射線防護

2021年1月27日 初版第1刷発行

監修 米倉義晴

翻訳 盛武敬

編集 ICRP刊行物翻訳委員会

発行 原子力規制委員会

連絡先 〒106-8450 東京都港区六本木1-9-9
六本木ファーストビル7F
原子力規制庁 長官官房放射線防護グループ
放射線防護企画課

電話 03-5114-2265 (課代表)

F a x 03-5114-2266

翻訳公開URL https://www.nsr.go.jp/activity/kokusai/honyaku_04.html

利用問い合わせ housyassenbougokikaku@nsr.go.jp

© Nuclear Regulation Authority, Japan, 2021

Printed in Japan

DTP 株式会社フォレスト

【非売品】