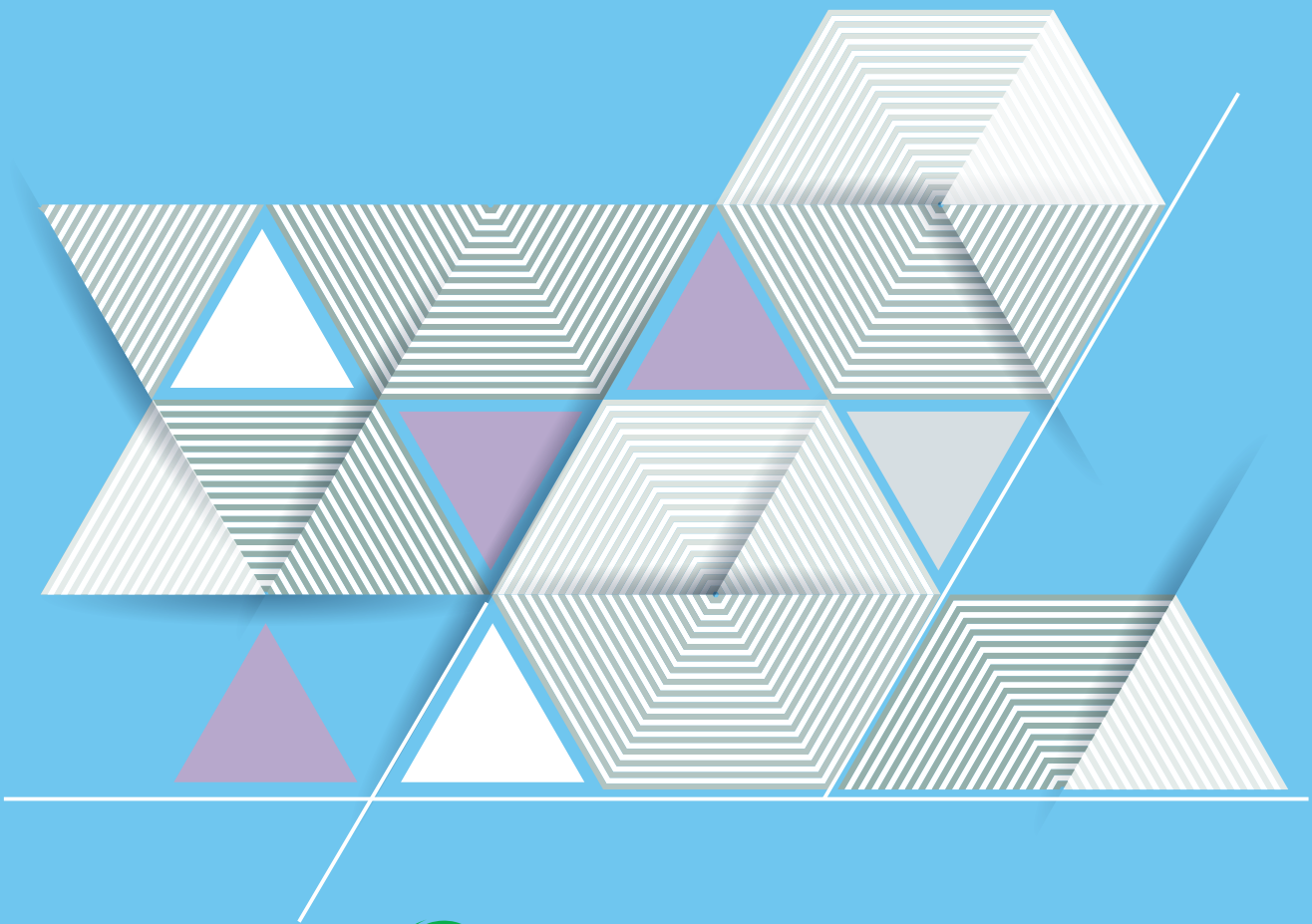


ICRP

Publication 129

コーンビームCT (CBCT) における放射線防護



コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護

2015年1月 主委員会により承認

ICRP

Publication 129

**Radiological Protection
in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)**

Editor-in-Chief

C. H. CLEMENT

Associate Editor

N. HAMADA

Authors on behalf of ICRP

M.M. Rehani, R. Gupta, S. Bartling, G.C. Sharp,

R. Pauwels, T. Berris, J.M. Boone

Copyright © 2023 Nuclear Regulation Authority, Japan. All rights reserved.
Authorized translation from the English language edition published for
The International Commission on Radiological Protection by SAGE Publications Ltd.
Copyright © 2015 The International Commission on Radiological Protection
Published by SAGE Publications 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 129
Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)

This translation was undertaken by the following colleagues.

Supervised by

Yoshiharu YONEKURA

Translated by

Yoshito TSUSHIMA

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 ◆

Gen SUZUKI (Chair)

Michiya SASAKI (Vice-chair)

Keiji ODA

Nobuyuki KINOUCHI³⁾

Yasuhito SASAKI*

Hiroshi YASUDA

Michiaki KAI¹⁾ (Vice-chair)

Kazuko OHNO

Isao KAWAGUCHI

Sachiko SAKODA¹⁾

Hideki HANGAI⁴⁾

◆ Supervisors ◆

Michiaki KAI (ICRP, MC)

Kotaro OZASA (ICRP, C1)

Kazuo SAKAI* (ICRP, C1)

Jiro INABA* (ICRP, C2)⁵⁾

Yoshiharu YONEKURA* (ICRP, C3)

Toshimitsu HOMMA* (ICRP, C4)

Ohtsura NIWA* (ICRP, MC)

Yoshiya SHIMADA (ICRP, C1)²⁾

Tatsuhiko SATO (ICRP, C2)

Makoto HOSONO (ICRP, C3)

Hiroko YOSHIDA (ICRP, C4)²⁾

Norio SAITO (ICRU)

* Former ICRP member.

¹⁾ From April 2021, ²⁾ From September 2021, ³⁾ Until March 2022, ⁴⁾ From April 2022, ⁵⁾ From June 2022.

邦訳版への序

本書は、ICRPの主委員会が2015年1月に承認され2015年7月に刊行された、コーンビームCT (CBCT) における放射線防護に関する報告書

Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT)
(Publication 129. *Annals of the ICRP*, Vol.44, No.1 (2015))

をICRPの承諾のもとに翻訳したものである。

本書の翻訳は、群馬大学大学院教授の対馬義人氏によって行われた。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、前ICRP第3専門委員会の米倉義晴氏の監修をいただいて、最終稿を決定した。原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。

多くの読者にとって3次元のCT画像を取得するCT装置というと、放射線科に設置されている多列検出器を備えたCT装置 (MDCT) を思い浮かべると思う。本書の対象となっているコーンビームCT (CBCT) 装置は、円錐状に広がるX線ビームと平面のデジタルパネル検出器を組み合わせたCT装置で、1回転で3次元ボリューム画像を取得できる。MDCTに比べるとダイナミックレンジは狭いが、高い空間分解能を特徴としており、やや安価なこともあり、これまでCT装置をあまり使ってこなかった歯科や耳鼻咽喉科を始めとして、乳腺外科やIVRをおこなう整形外科、泌尿器科、循環器内科、血管外科などの幅広く病院や医院に普及し始めている。これに伴いCT装置のオペレータは、MDCT装置の場合と違い診療放射線技師ではなく、CT装置の運用に関する専門教育や放射線防護教育を受けていない医師や技師が担当するケースが多くなっている。さらに、臨床目的に応じて様々なCBCT装置が開発されており、患者とオペレータの被ばくを適切に管理するという面からも、個別の教育や管理が欠かせない。このような背景の中、本書が出版されるのは誠にタイムリーである。

本書が想定している読者は、放射線防護の専門家や放射線科の医師、診療放射線技師だけでなく、CBCTを導入している歯科や病院・医院のオペレータ (医師・技師)、規

制当局のスタッフ，そして製造業者である。1章，2章は，CBCTの概要と原理が紹介されている。そして，これまで放射線防護の教育を受けてこなかった読者のため，3章には放射線の生物影響の簡単な紹介があり，4章にはICRPの放射線防護の考え方が紹介されている。5章，6章，7章にはCBCT画像取得に伴う線量とその最適化に関する技術的な議論が紹介されている。また，8章にはCBCT利用者の教育，9章には装置の品質管理および患者線量の報告等も述べられており，規制当局および製造業者にとって重要な論点が提示されている。是非，幅広い利害関係者に読んで貰いたい一冊である。

本書の翻訳の進行と編集は，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・エス株式会社が担当した。

当翻訳事業の成果は，すべてICRPのウェブサイトにPDF版にて公開される。また，原子力規制委員会も，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で公開している（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。

2023（令和5）年2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 鈴木 元 (国際医療福祉大学クリニック)
副委員長 甲斐 倫明¹⁾ (日本文理大学)
佐々木道也 ((一財)電力中央研究所)
委員 大野 和子 (京都医療科学大学)
小田 啓二 ((一財)電子科学研究所)
川口 勇生 ((国研)量子科学技術研究開発機構)
木内 伸幸³⁾ ((国研)日本原子力研究開発機構)
迫田 幸子¹⁾ ((公社)日本アイソトープ協会)
佐々木康人 (湘南鎌倉総合病院附属臨床研究センター)*
半谷 英樹⁴⁾ ((国研)日本原子力研究開発機構)
保田 浩志 (広島大学原爆放射線医科学研究所)

*本書の校閲担当

監修者

甲斐 倫明 (ICRP 主委員会, 日本文理大学)
丹羽 太貫 (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, 京都府立医科大学)
島田 義也²⁾ (ICRP 第1専門委員会, (公財)環境科学技術研究所)
酒井 一夫 (前 ICRP 第1専門委員会, (公財)放射線影響協会)
佐藤 達彦 (ICRP 第2専門委員会, (国研)日本原子力研究開発機構)
稲葉 次郎⁵⁾ (前 ICRP 第2専門委員会, 元放射線医学総合研究所)
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, 大阪大学)
吉田 浩子²⁾ (ICRP 第4専門委員会, 東北大学)
本間 俊充 (前 ICRP 第4専門委員会, 原子力規制庁)
齋藤 則生 (ICRU 委員, (国研)産業技術総合研究所)

¹⁾ 2021年4月から, ²⁾ 2021年9月から, ³⁾ 2022年3月まで, ⁴⁾ 2022年4月から, ⁵⁾ 2022年6月から

抄 録

本刊行物の目的は、新たな技術であるコーンビーム CT (CBCT) における放射線防護について、ガイドラインを提供することにある。*Publication 87*と*102*では、コンピュータ断層撮影 (CT) および多列検出器 CT における患者線量の管理について扱った。CBCT の新たな応用とそれに付随する放射線防護の問題は、従来の CT とは大きく異なる。CBCT は比較的 low 線量であるという認識は、初期の事例においてはその通りであった。今日の CBCT は、放射線防護の訓練をほとんど、またはまったく受けていない従事者によって広く利用されている。本書では、さまざまな関係者に向けて線量管理に関連した勧告を提供し、さらに防護の原則、訓練および質の保証という側面について検討する。CBCT の適切な使用に関する助言は、幅広く利用可能なものでなければならない。CBCT 装置を使用する際の防護の最適化に関する助言は、新しい機能が使用される際に特に強調される必要がある。使用者による防護の最適化と性能比較を可能とするために、製造業者は、CBCT 装置上の線量表示を標準化すべきである。1 回の手技において透視と断層撮影の両方を CBCT 対応装置で実施する場合には、放射線防護上のさらなる課題が生じる。このような手技による患者線量の追跡と報告のための方法の標準化も必要である。今後 CBCT 装置とその応用が進歩するに従い、本書で示している勧告も改訂されていくだろう。従来の ICRP の刊行物と同様に、画像検査の専門家、医学物理士および製造業者が、患者と医療従事者の防護に向けて当委員会の最適化の原則を履行するために、経済的および社会的要素を考慮に入れながら、かつ必要な医学的成果の達成と矛盾せず被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つという目的をもって、本刊行物に示しているガイドラインと勧告を役立ててくれることを、当委員会は望むものである。

キーワード：コーンビーム CT, C アーム CBCT, ICRP 勧告, 線量管理 CBCT,
インターベンショナル CBCT, CT 透視

目 次

	頁	(項)
抄 録	v	
招待論説	xi	
序 文	xiii	
要 点	xv	
用語解説	xvii	
1. 緒 言	1	(1)
1.1 開発の歴史	4	(20)
1.2 CTBTにおける放射線防護に関する現在の基準	5	(24)
1.3 さまざまな関係者の責任	6	(27)
1.4 CBCTの線量を知ることはなぜ重要なのか?	6	(29)
1.5 全体としての安全性	7	(31)
1.6 本書の適用範囲	8	(34)
2. CBCTの技術	9	(36)
2.1 緒 言	9	(36)
2.2 技術的問題	9	(38)
2.2.1 X線源	9	(39)
2.2.2 検出器	10	(40)
2.2.3 ガントリ	10	(43)
2.3 CBCTが使用される臨床シナリオ	14	(53)
3. 放射線の生物学的影響	17	
3.1 緒 言	17	(54)
3.2 組織反応	17	(56)
3.3 確率的影響	19	(61)
4. 患者および従事者の防護原則	21	(62)
4.1 正当化	21	(63)

4.2	最適化	22	(67)
4.3	画像撮影施設に関する要求事項	23	(71)
5.	CBCTにおける患者線量の評価	25	
5.1	CBCTにおける線量測定	25	(72)
5.2	診療現場でのスキャン法および臨床ベースのCBCTシステム	25	(75)
5.3	CアームCBCTシステム	26	(78)
5.4	CT線量測定のための統合的アプローチ	26	(80)
5.5	線量の追跡と報告	27	(82)
5.6	おわりに	27	(83)
6.	CBCTにおける患者と従事者の防護の最適化	29	
6.1	緒言	29	(84)
6.2	患者線量に影響する要素	30	(85)
6.2.1	装置に依存する要素	30	(85)
6.2.2	操作者に依存する要素	35	(103)
6.2.3	患者固有の要因	42	(118)
6.2.4	従事者線量に影響する要素	44	(124)
6.3	CBCTの限界	47	(138)
6.3.1	検出器のダイナミックレンジと低いコントラスト分解能	47	(138)
6.3.2	散乱	48	(139)
6.3.3	時間分解能	48	(140)
6.3.4	アーチファクト	48	(141)
6.3.5	ハンスフィールド単位の一貫性	48	(143)
6.3.6	幾何学的な歪み	49	(144)
6.4	将来的な開発	49	(145)
6.4.1	新規のスキャン軌道	49	(146)
6.4.2	高度な被ばくの制御法	49	(147)
6.4.3	新規の再構成アルゴリズムと圧縮センシング	50	(149)
7.	CBCTの特定の用途における線量管理	53	
7.1	緒言	53	(153)
7.2	放射線治療におけるCBCT	54	(157)
7.2.1	放射線治療における撮影線量の説明	55	(161)

7.3 脳神経 IVR	58 (165)
7.3.1 神経放射線手技における CBCT による従事者線量	59 (171)
7.4 血管 IVR	59 (173)
7.4.1 血管 IVR における従事者被ばく線量	61 (175)
7.5 非血管 IVR	61 (177)
7.5.1 非血管 IVR における従事者被ばく線量	64 (180)
7.6 整形外科／外科的手術	64 (181)
7.7 泌尿器科	66 (182)
7.8 耳鼻咽喉および頭部の診断または手術	67 (184)
7.9 歯顎顔面	68 (185)
7.10 乳房	71 (194)
8. CBCT の訓練に関する考察	73
8.1 緒言	73 (202)
8.2 カリキュラム	74 (212)
8.3 誰が訓練を実施すべきか?	75 (215)
8.4 サービスエンジニアの訓練	75 (217)
9. 品質保証 (QA) プログラム	77 (218)
9.1 緒言	77 (218)
9.2 CBCT 装置の品質管理	77 (219)
9.3 患者線量の報告	79 (223)
9.4 診断参考レベル (DRL)	80 (226)
9.5 監査	80 (228)
10. 勧告	81 (229)
参考文献	83
付 属 書 A. CBCT における患者線量の評価	93 (A1)
A.1 CBCT における線量測定	93 (A2)
A.2 診療現場でのスキャン法および臨床ベースの CBCT システム	94 (A8)
A.3 C アーム CBCT システム	96 (A15)
A.4 CT 線量測定のための統合的アプローチ	97 (A17)

x 目 次

A.4.1	公 式	97	(A19)
A.4.2	スキャン長 L のヘリカルスキャンからの累積吸収線量分布	98	(A21)
A.4.3	ファントム	99	(A29)
A.4.4	rise-to-equilibrium dose curve (線量平衡までの上昇曲線) の実際的な測定	100	(A30)
A.4.5	軸位スキャンのみが可能な装置での測定	100	(A33)
A.4.6	ICRU Report 87 の勧告	101	(A35)
A.5	線量の追跡と報告	102	(A40)
A.6	おわりに	103	(A41)

招待論説

CBCT：さまざまな臨床応用と幅広い線量

コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護に関する本刊行物は、時宜を得た、実践に役立つものである。以前の ICRP の刊行物において、CT における患者線量の管理 (*Publication 87*) および多列検出器コンピュータ断層撮影 (MDCT) における患者線量の管理 (*Publication 102*) (ICRP, 2000a, 2007a) を取り上げた。CBCT にもこれら原則の一部は該当するが、新たな課題も存在する。CBCT は臨床現場において普及しつつある技術である。CBCT の登場によって、CT が新たな臨床環境で、またこれまでこのような装置を用いることのなかった医療従事者によって使用されるようになったわけだが、必ずしもそれらの臨床医のすべてが、これまで放射線技師、医学物理士、放射線科医および放射線腫瘍医が通常受けてきた放射線安全に関する訓練を受けているわけではない。また、この技術は発展途上にあるので、装置製造業者が線量表示を標準化する好機でもある。以上のようなことから、教育、ガイドライン、および業界内での標準化が必要である。

この数十年間、従来の CT は患者ケアにおいて「革新的な」技術であった。腹部 CT スキャンは、より侵襲的な外科的手技にとって代わって用いられるようになった。また頭部 CT スキャンおよび CT 血管造影も、多くの場合、カテーテルを用いる血管造影にとって代わっている。235 名の内科医を対象とした調査において、「これがなければ患者に対する悪影響が最も大きいであろう」と考えられる革新技術のうち、CT と磁気共鳴イメージング (MRI) は第 1 位にランクされている (Fuchs と Sox, 2001)。CT は、消化器内視鏡、バルーン血管形成術、冠動脈バイパス術などのいくつかの主要な医療技術よりも上位にランクされたのである。とはいえ、CT 撮影技術の使用には責任が伴う。便益と害とのバランスをとるためには、知識とツールが必要である。今日 CBCT は、これまでに関わりのなかった医療従事者によって新たな臨床分野で使用されるようになり、教育、標準化、そしてガイドラインの必要性に直面している。

CBCT の使用は、放射線治療、整形外科、泌尿器科、歯科／顎顔面外科、脳神経 IVR、血管内 IVR および非血管 IVR など、幅広い臨床の専門分野と手技に広がっている。患者線量は、臓器吸収線量では 1 mGy 未満から、皮膚線量では 400 mGy を超えるものまで非常に幅がある。この差は、CBCT スキャンの回数や IVR 手技の複雑さに応じてさらに大きくなり得る。本書では、全般的な線量管理および特定の臨床現場における線量管理の実践的なガイダンスを提供する。

線量低減にはトレードオフを伴うので、あらゆる製造業者に共通して、線量と画質の両方の標準的測定が必要である。透視およびCBCTに使用される装置では、手技全体の患者総線量が提示可能でなければならない。これらのデータはオペレータコンソールに表示される必要があり、また電子カルテに取り込み可能でなければならない。線量低減には多くの方法があり、CBCT装置の設計や、特定の臨床現場での装置の使用方法などが含まれる。本書は、「合理的に達成可能な限り低く」という基本的概念をしかるべく強化するものである。ただし、本書は線量低減のためのもう1つの重要な方法も取り上げる。線量低減のための最善の方法の1つは、適切な画像検査が選択されているか、または臨床的に必要であるかを確認することである。ある臨床的疑問に対して、従来行われてきたCT検査が最適の画像検査とは限らない。画像検査の不適切な使用について全般的に検討するために、いくつかの戦略が提案されている(Bernardyら, 2009)。CBCTの適切な使用に関するガイドラインは広く採用される必要がある。

「集団としての健康」が注目される時代に、CBCTのさらなる開発とその使用は、適切な臨床的必要性に応じて推進されるべきであり、患者と医療従事者に対するリスクとのバランスも考慮されなければならない。本書は、政策立案者、画像検査の専門家、医学物理士および製造業者に対して、患者と医療従事者両方の防護を最適化するために役立つ指針を与えるものだが、画像検査の高い診断能と優れた臨床転帰への期待を損なうものではない。

JAMES V. RAWSON

参考文献

- ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* **30**(4).
- ICRP, 2007a. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Ann. ICRP* **37** (1).
- Fuchs, V.R., Sox, H.C. Jr., 2001. Physician s views of the relative importance of thirty medical innovations. *Health Aff.* **20**, 30–42.
- Bernardy, M., Ullrich, C.G., Rawson, J.V., et al., 2009. Strategies for managing imaging utilization. *J. Am. Coll. Radiol.* **6**, 844–850.

序 文

国際放射線防護委員会（ICRP）は、放射線防護の原則の適用に関して勧告とガイダンスを提供している。これは、種々の画像検査および治療法における電離放射線の医学的利用について、それぞれ特定の刊行物を通して行ってきた。本刊行物は、ICRPが*Publication 105*で提供した、医療における放射線防護と安全性に関する包括的助言（ICRP, 2007c）を補強するものである。勧告は放射線防護という観点から最新の技術を解析し、より安全な技術の開発が可能と考えられる製造業者に向けて作成されている。ICRPは、現在および将来的な技術利用に基づく安全性の問題を予測し、技術が寄与できるであろうニーズを示す重要な情報源としての機能をもっている。もちろん、診断または臨床目的を損なわずに患者線量を最小限にするために、使用者も最適化について大きな役割を果たす。近年、多数の画像検査が適切性のガイドラインを満たしていないという評価結果が報告されている。ICRPは3つの正当化のレベルを示しているが、レベル3で正当性を精査する必要性が高まっており、ICRPは検査の正当化に関するガイダンスも提供している。放射線防護が注目される昨今の社会的潮流から、ICRPの刊行物が対象とする読者は、政策立案者、保健当局、公的医療機関、患者会、さまざまな技術の適切性とその使用について基準を策定している機関、さらには10年程前には利用できなかった画像検査技術を使い始めたさまざまな医療の専門家にまで広がっている。本刊行物では、病院での日々の診療で使用が増えつつあり、またそれを使用する医療の専門家も増えつつあるコンビームCT（CBCT）という新たな技術を用いるときに直面する問題について検討する。今回のICRPによる助言は時宜にかなったものである。患者と医療従事者の防護に関しても本刊行物で論ずる。

当委員会は2013年、CBCTの放射線防護に関するタスクグループを発足させた。

タスクグループのメンバーは以下のとおりであった。

M.M. Rehani（委員長） S. Bartling R. Gupta

通信メンバーは以下のとおりであった。

T. Berris（2013年10月まで） J.M. Boone
G.C. Sharp R. Pauwels（2013年12月から）

第3専門委員会の査読者は以下のとおりであった。

C. Martin R. Loose

主委員会の査読者は以下のとおりであった。

C. Cousins H-G. Menzel

本刊行物の作成期間における第3専門委員会のメンバーは以下のとおりであった。

(2009 ~ 2013 年)

E. Vañó (委員長)	J-M. Cosset (副委員長)	M.M. Rehani (書記)
M.R. Baeza	L.T. Dauer	I. Gusev
J.W. Hopewell	P-L. Khong	S. Mattson
D.L. Miller	P. Ortiz López	K.Å. Riklund
H. Ringertz	M. Rosenstein	Y. Yonekura
B. Yue		

(2013 ~ 2017 年)

E. Vañó (委員長)	D.L. Miller (副委員長)	M.M. Rehani (書記)
K. Applegate	M. Bourguignon	L.T. Dauer
S. Demeter	K. Kang	P-L. Khong
R. Loose	C. Martin	P. Ortiz López
K. Å. Riklund	P. Scalliet	Y. Yonekura
B. Yue		

要 点

- コーンビーム CT (CBCT) は、これまで CT 撮影と通常関わりのなかった分野、たとえば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影部門、放射線治療部門、および整形外科病院などにまで CT の利用を拡大することとなった。そのため、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドラインおよび勧告は重要なものである。
- CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電気的および機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量と放射線防護に関する問題についても、同様の努力が必要である。
- 本書では、臨床上の便益と放射線リスクのトレードオフを最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本的事項を示す。
- 国際放射線防護委員会 (ICRP) は、放射線防護が全身被ばくについてのみならず、特定の組織 (特に眼の水晶体、心臓および脳血管系) の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。
- 透視と CBCT の両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子表示と放射線線量構造化レポート (radiation dose structured report; RDSR) を通じて、個々の患者の手技全体の総線量指標を表示する必要がある。
- 線量モニタリングが必須の手法であるときは、患者と従事者の両者の線量を最適化することが重要となる (特に従事者が装置の近くにいたるとき)。一人の患者の線量の記録、報告および追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。
- 高コントラスト構造であれば、診断上の疑問に答えるためには、低線量のプロトコルで十分であろう。このような構造とは、たとえば、肺、骨、歯顎顔面のスキャン、ENT スキャン (副鼻腔、頭蓋、側頭骨)、IVR に用いる材料、造影された血管 (血管 IVR) などである。
- 軟部組織である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍や膿瘍などの描出が主な目的である場合にのみ、より高線量のプロトコルを選択すべきである。
- IVR および手技中に用いる C アーム CBCT システムの多くは、 $180 \sim 240^\circ$ の角度 + X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。限局性の決定臓器である甲状腺、眼、乳房および生殖腺等は、可能な限り C アームの「検出器側」におくべきである。
- 臨床的必要性が許す限り、関心体積 (volume of interest) が CBCT 装置の視野 (field of view; FOV) 内に完全に収まるようにし、一方で放射線感受性の高い臓器が FOV 外にくる

ように、使用者はあらゆる努力をする必要がある。

- CBCT の目的は、他の画像診断のモダリティでは得られない特定の診断上の疑問または術中の疑問に答えることであり、多列検出器 CT (MDCT) に匹敵する画質を得ることであってはならない。CBCT の使用に関する依頼医師の判断は、画像の専門家と相談したうえで下されるべきである。
- ローカル*に定められている参考値と比べて高い患者線量にならないように、最近の CT に実装されている線量チェックアラートなどで確認して、バランスをとる仕組みが必要である。
- 実際の状況下で、眼の線量を確実に推算する方法を確立し、適用する必要がある。
- IVR に CBCT を用いる者が、「高画質または高線量」スキャンではなく「低画質または低線量」スキャンを慎重に使用することで、患者の線量は大きく異なってくる。
- 放射線治療においては、CBCT は以下のようなさまざまな治療段階で適正に使用されることになる：治療前に患者の体位と標的体積の位置を確認すること、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントを評価すること、治療中および治療後に患者の体位が手技中に継続的に安定していることを確認すること、などである。骨構造を対象とした治療前アライメントには、低線量 CBCT のプロトコルを用いるべきである。
- 初期の装置の多くは透視しか実施できなかったが、現在では CBCT も実施できるようになっている。CBCT によって得られる臨床情報は改善し、重なり合う構造を分離することができるので、使用者は CBCT モードを多用したくなるかもしれない。しかし CBCT モードは慎重に使用すべきである。
- 整形外科における CBCT の正当な使用によって、特に透視のみでは不十分な状況で、骨折位置の評価および骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の評価を補助することができる。したがって、患者の線量管理に役立つ可能性がある。
- 泌尿器科では、石灰化した腎結石など高コントラスト構造の画像撮影時には、低線量 CBCT のプロトコルを使用すべきである。
- 歯顎顔面用 CBCT スキャンは、他の画像診断のモダリティを検討した上でその使用が正当化されるべきである。正当化された後は、診断情報を損なうことなく線量を最小限に抑えて撮像できるように、最適化される必要がある。
- 放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合ったものにすべきである。
- 診断目的で CBCT を使用する予定のすべての従事者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また CBCT を用いて IVR を行う予定のすべての従事者は、CT を用いて IVR を行う場合と同様の訓練を受ける必要がある。

*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（たとえば小児医療）や、国立大学病院のグループなど、共通要素を持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。

用語解説

見出し語は五十音順で配列。
原著の配列順による見出し語訳は本項末尾を参照。

確定的影響 [Deterministic effect]

しきい線量と、線量の増加に伴う反応の重篤度の増加によって特徴付けられる、細胞集団の傷害。「組織反応」とも呼ばれている。場合によっては、確定的影響は、生物反応修飾因子物質を含む照射後の手順により変化しうる。

確率的影響 [Stochastic effect]

発生する影響の確率が、その重篤度ではなく、しきい値なしの線量の関数とみなされるような悪性腫瘍および遺伝性の影響。

吸収線量 (D) [Absorbed dose (D)]

吸収線量 D は $d\bar{\epsilon}$ を dm で割った値であり、ここで、 $d\bar{\epsilon}$ は質量 dm の物質に電離放射線によって与えられる平均エネルギーである。したがって次式のようになる：

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

吸収線量の単位は $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ で、その特別な名称はグレイ (Gy) である。 $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 。

検出器量子効率 (DQE) [Detector quantum efficiency (DQE)]

広く用いられている、X線検出器の品質を示す指標である。一定の入射フルエンスから画像を生成するための検出器の効率（信号対ノイズ性能）の指標である。直観的には、検出器がそれへの入射フルエンスを、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを把握するものである。

コーンビーム CT (CBCT) [Cone beam computed tomography (CBCT)]

本書において「CBCT」という用語は、多列検出器 CT (MDCT) と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、および利用領域を持つ CT 装置を示すために用いられる。CBCT 装置を MDCT 装置と区別する最も特徴的な設計上の特徴は、1 回の回転で 3 次元ボリューム画像を得るために、2 次元のデジタルフラットパネル検出器が用いられている点である。CBCT では、フラットパネル検出器を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広い z 軸方向の撮影範囲、および高い空間

分解能を得ることができる。

コリメーション [Collimation]

放射線ビームの広がりを幾何学的に制限すること。

散乱 [Scatter]

X線が物体との相互作用により、その本来の軌道から外れる現象。

歯顎顔面撮影 [Dental and maxillofacial imaging]

本書において歯科および顎顔面領域撮影とは、歯および下顎骨に関連する高コントラスト構造の撮影を意味する。他の構造（上顎洞、顎関節、顔面骨格など）の可視化は、撮影の主な適用が歯科に関わる場合は、「歯顎顔面の画像撮影」とみなすことができる。耳鼻咽喉撮影はしばしば類似のX線装置を使用するものの、本書では別の用途とみなす。

実効線量 (E) [Effective dose (E)]

人体のすべての特定された組織および臓器における等価線量の組織加重合計であって、次の式で表される：

$$E = \sum_T w_T H_T$$

ここで、 H_T は組織または臓器 T の等価線量、 w_T は組織加重係数である。実効線量のSI単位は吸収線量と同じ $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である。

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

検出器におけるX線強度を測定することで、事前を選択した画質を得るために必要な照射量を、自動的に判断して照射する装置。

遮蔽 [Shielding]

従事者、患者または公衆に対する線量を低減するため、線源との間に高吸収性の材料（鉛など）を置くこと。

従事者 [Worker]

雇用主により、常勤、非常勤、臨時雇用を問わず雇用され、職業的な放射線防護に関係する権利と義務を認識しているあらゆる個人。

集団線量 [Population dose]

1つの集団が受ける総計としての線量を表すもので、ある1つの線源によって被ばくした人数に、その平均線量を乗じた値として定義される。集団線量は人・シーベルト (人・Sv) として表され、放射線防護の最適化における1つの手段としてのみ用いることを目的している。

職業被ばく [Occupational exposure]

次の3項目を除く、従事者がその作業の過程で受けるすべての被ばく。(1) 除外された被

ばく、および、放射線を扱うが免除された活動によるまたは免除された線源による被ばく；
(2) すべての医療被ばく；および、(3) 通常の地域の自然バックグラウンド放射線。

診断参考レベル (DRL) [Diagnostic reference level (DRL)]

平均的体格の患者あるいは標準的なファントムにおいて、典型的な放射線診断の線量のレベル、または放射性医薬品の放射能のレベルであり、多様な装置を用いた検査に適応可能なものである。診断行為と技術的性能について適正かつ正常であれば、これらのレベルを超えないことが期待される。

スライス [Slice]

1回のシングル CT または CBCT 撮影における、試験ファントムまたは検査対象患者の断面層面である。

正当化 [Justification]

当初 ICRP が定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。正当化の原則では、放射線被ばくに正味の便益があることが求められる。

線量限度 [Dose limit]

計画被ばく状況において一定期間内に個人が受ける、超えてはならない実効線量または 1 つの臓器に対する等価線量の値。線量限度は、ICRP が独自に定義した 3 つの基本的な防護の原則の 1 つである。

多列検出器 CT (MDCT) [Multi-detector computed tomography (MDCT)]

Publication 102 (ICRP, 2007a) には、「MDCT システムとは、複数列の検出器から成る検出器アレイをもつ CT 装置である」とある。MDCT 装置の「多列検出器型」という構造は、縦方向（すなわち、患者の身長に沿った方向）に複数の検出器アレイ（列）を用いていることを指す。MDCT 装置は、曲線状にならんだ検出器と X 線管球が共に回転する、第 3 世代 CT の幾何学的配置を用いている。すべての MDCT 装置は、スリッピングガントリを用いているので、らせん状にデータ収集が可能である。MDCT に使用されている曲線状の検出器配列は、CBCT 装置に通常搭載されているデジタルフラットパネル検出器と区別する必要がある。これら 2 つの異なる検出器技術は、収集時間、待ち時間、ダイナミックレンジおよび空間分解能の点で大きく異なっているからである。

等価線量 (H_T) [Equivalent dose (H_T)]

次の式で与えられる組織または臓器 T の線量：

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 $D_{T,R}$ は組織または臓器 T が放射線 R から受ける平均吸収線量、 w_R は放射線加重

係数である。等価線量の単位は実効線量と同じ $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ 、特別な名称はシーベルト (Sv) である

ノイズ [Noise]

あらゆる画像に存在している基本的な統計学的現象である。ノイズは、構造や対象物（特にコントラストが比較的低いもの）の視認性を低下させる傾向がある。医用画像における目標はノイズを消失させることではなく、臨床的に許容できるレベルまで低下させることである。ノイズは有用な情報を含まない画像輝度の「むら」である。ノイズの大きさは、画像の関心領域内の濃淡を表す値の標準偏差によって表される。

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

CT画像の各画素における平均X線減弱の程度を表すために用いられる数値である。減弱の測定値はハンスフィールドのスケールを用いてHU（別名CT値）に変換される。

$$\text{HU} = \frac{\mu_{\text{material}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \cdot 1000$$

ここで μ は、使用したX線ビームにおける、測定材料を水と比較したときの有効線減弱係数である。このスケールでは、水のHU値が0、空気のHU値が-1,000となるように定義されている。

ファントム [Phantom]

実際に患者を被ばくさせることなく線量を推定し、イメージングシステムを検証するために用いられる、患者と同等に放射線を吸収または散乱する装置である。ファントムには人体形状のものや、物理的試験のためのものがある。

防護の最適化 [Optimisation of protection]

被ばくを生じる可能性、被ばくする人の数、およびその人たちの個人線量の程度はすべて、経済的および社会的要因を考慮に入れながら、合理的に達成可能な限り低く保つべきである。医用画像における防護の最適化とは、臨床目的を達成するために必要な最低の線量とすることを意味する。

用語解説の見出し語

〈原著配列順〉

Absorbed dose (D) 吸収線量 (D)	Hounsfield unit (HU) ハンスフィールド単位 (HU)
Automatic exposure control (AEC) 自動照射制御 (AEC)	Justification 正当化
Collimation コリメーション	Multi-detector computed tomography (MDCT) 多列検出器 CT (MDCT)
Cone beam computed tomography (CBCT) コーンビーム CT (CBCT)	Noise ノイズ
Dental and maxillofacial imaging 歯顎顔面撮影	Occupational exposure 職業被ばく
Detector quantum efficiency (DQE) 検出器量子効率 (DQE)	Optimisation of protection 防護の最適化
Deterministic effect 確定的影響	Phantom ファントム
Diagnostic reference level (DRL) 診断参考レベル (DRL)	Population dose 集団線量
Dose limit 線量限度	Scatter 散乱
Effective dose (E) 実効線量 (E)	Shielding 遮蔽
Equivalent dose (H_T) 等価線量 (H_T)	Slice スライス
	Stochastic effect 確率的影響
	Worker 従事者

1. 緒 言

- コーンビーム CT (CBCT) は、これまで CT 撮影と通常関わりのなかった分野、たとえば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT) クリニック、血管造影部門、放射線治療部門、および整形外科病院などにまでコンピュータ断層撮影 (CT) の利用を拡大することとなった。そのため、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドラインおよび勧告は重要なものである。
- CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電気的および機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量と放射線防護に関する問題にも、同様の努力が必要である。
- 本書では、臨床上の便益と放射線リスクのトレードオフを最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本的事項を示している。

(1) CBCT によって、過去には CT 撮影と通常関わりのなかった分野、たとえば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT*) のクリニック、血管造影部門、放射線治療部門、および整形外科病院などにまで CT の利用が拡大していることから、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドラインおよび勧告は重要なものである。

(2) 以前の刊行物、特に *Publication 87* と *102* (ICRP, 2000a, 2007a) において示されていた、国際放射線防護委員会 (ICRP) の放射線防護の原則と勧告は、これらの比較的新しい用途にも当てはまることから、これを遵守する必要がある。

(3) コーンビームという照射野の性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。CBCT 装置の製造業者はこれまで、使用者が求める電気的および機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量と放射線防護に関する問題についても、同様の努力が必要である。

(4) 本書では、臨床上の便益と放射線リスクのトレードオフを最適化するために、情報に基づく決定を下して、CBCT の使用を方向づけるための基本的事項を示している。

(5) 放射線防護を含め CBCT の適切な使用は、依頼医師と画像の専門家の共同責任である。さらに画像の専門家は、防護の最適化にも責任を有する。診断のための CBCT 検査に患者を紹介する際には、依頼医師は多列検出器 CT (MDCT)、磁気共鳴イメージング (MRI) および

*訳注 ear, nose and throat (ENT)

その他の画像診断のモダリティと比較したときの CBCT の長所と短所について知っている必要がある。CBCT の使用に関する判断は、画像の専門家と相談したうえで下すべきである。

(6) 本書において「CBCT」という用語は、これを多列検出器 CT (MDCT) と区別するために、ある特定の設計上の特徴、画質特性、および応用領域を持つ CT 装置を示すために用いられる。CBCT 装置を MDCT 装置と区別する最も特徴的な設計特性は、1 回の回転で 3 次元 (3D) ボリューム画像を得るために、2 次元 (2D) のデジタルフラットパネル検出器 (FPD) を用いている点である。CBCT では FPD を用いることにより、低いコントラスト分解能という代償はあるが、広いコーン角、広い z 軸方向の撮影範囲、および高い空間分解能を得ることができる。一部のコーンビーム装置はまだイメージンテンシファイアを使用しているが、これらの装置はフラットパネル型 CT 装置と共通している部分が多く、CBCT 装置とみなすべきである。すべての CBCT 装置は広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲をもつ。検出器としてフラットパネルまたはイメージンテンシファイアを使用するということは、CBCT 装置が MDCT 装置と比べてダイナミックレンジが狭く軟部組織のコントラストが低いということになり、骨や造影された血管など高コントラスト構造に適していることを意味している。CBCT 装置は一般に、比較的長いスキャン時間が必要である。

(7) 本書の目的からみて、広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲は、そのみでは CBCT 装置を定義するのに十分ではないことに注意すべきである。セラミックシンチレータ製の複数の検出器列からなる従来型の MDCT 装置の多くは、広いコーン角と広い z 軸方向の撮影範囲を備えている。たとえば Aquilion One™ (東芝メディカルシステムズ*) は 320 列の検出器をもち、 z 軸方向の撮影範囲は 16 cm である。この装置や、このクラスに含まれる他の装置は、CBCT 装置というより広範囲 MDCT 装置と呼ぶべきである。

(8) CBCT は、検査対象の解剖学的構造の高解像度の三次元的スキャンを可能とした新たな技術である。MDCT と同様に、CBCT の臨床現場における使用は増加の一途をたどっている。CBCT は比較的新しいモダリティであるものの、既にさまざまなかたちで臨床応用されている。たとえば歯科画像検査、頭頸部の画像検査 (副鼻腔 CT を含む)、小児画像検査、高解像度骨画像検査、術中イメージングおよび IVR におけるイメージングなどである。

(9) 放射線治療において、治療前の患者体位の確認と標的体積の位置確認にも CBCT システムが使用されている。この場合、CBCT システムは通常、治療ビームに対して 90° の角度で直線加速器のガントリに取り付けられている。放射線治療では、CBCT はしばしば日々の位置合わせにも用いられる。古典的な線量分割スケジュールだと、照射野外の組織に対する撮影累積線量が高くなる可能性がある。

(10) CBCT の概念は 25 年以上前から存在していたが、手術室、外来診察室、救急治療室

*訳注 現キヤノンメディカルシステムズ

および集中治療室で使用するにあたって十分安価で十分小型の臨床用 CBCT システムが開発されたのは、つい最近のことである。臨床的に利用可能な CBCT 装置を可能とした技術とソフトウェアの集成的要素には次のようなものがある：

1. コンパクトで質の高いフラットパネル検出器 (FPD) アレイ
2. 短時間でコーンビームの画像再構成を行うに十分なコンピュータの能力
3. コーンビームスキヤニング用に設計された X 線管球

(11) 最新の CBCT システムでは、画像取得のためにイメージインテンシファイアの代わりにデジタル FPD を使用している。従来の MDCT に使用されていた検出器とは異なるこのような特殊な検出器のおかげで、CBCT は C アーム 1 回転 (または部分回転) で超高空間分解能かつ大容積の撮影が可能となっている。CBCT 装置で使用されているデジタル FPD によって、1 回転または部分回転を用いた透視、X 線撮影、三次元的ボリューム CT、動態画像も可能となる。これらの能力は、術中の使用および血管の診断治療への応用に有益である。

(12) CBCT 装置の製造業者はこれまで、国の規制当局によって規定されている、使用者が求める電気的および機械的安全性の要件を満たすため、多大な努力をしてきた。線量に関する問題についても、同様の努力が必要である。この点において、コーンビームという照射野の性質から、患者の安全性を担保するための線量管理には新たな課題がある。また、この新しいモダリティにかかわるさまざまな関係者のためのガイドラインが必要である。本書では、最新の CBCT 技術について簡潔に記述し、現在の線量測定と線量管理アプローチをレビューし、CBCT 装置の安全な使用のための勧告を示し、さらなる研究が必要な放射線防護に関連したギャップを明確にする。

(13) CBCT システムは、画質および放射線防護に関するいくつかの点で MDCT システムと異なっている。重要な違いの一部を以下に示す。

(14) コーンビームのもつ照射野の性質、およびそれに伴うスキャン体積に付与される一次放射線および散乱放射線の不均一性のため、MDCT に広く利用されている標準線量指標は CBCT に応用できず、広範囲撮影が可能な MDCT 装置にも応用できない。

(15) CBCT システムは通常、高コントラストの対象 (骨、肺など) には優れた空間分解能をもつが、低コントラストの物体 (軟部組織など) に対するコントラスト分解能は劣っている。訓練を受け熟練した CBCT 使用者であれば、「高線量」および「低線量」スキャンを慎重に使い分けることで、患者線量を大きく左右することができる。軟部組織構造が主な診断対象である場合は通常、高線量スキャンが必要であるが、一方、動脈あるいは静脈の造影剤を用いた血管造影または IVR の位置決めには、低線量スキャンで十分であろう。

(16) FPD は比較的高い空間分解能をもつことから、CBCT のスライス厚は本質的に MDCT のスライスよりも薄く、また線量が同じであれば信号対ノイズ比 (SNR) は MDCT より低い。薄い CBCT スライス SNR を厚い MDCT スライス SNR に合わせようとすると、

線量はSNRに比例して増加する。CBCTのSNRを改善するためには、むしろスライス厚を厚くするか、他の類似の画像処理法を用いるべきである。

(17) 多くのCBCT装置では、投影データを取得する角度をカスタマイズすることができる。一部のMDCT装置でもそのような仕組みを利用することができる（たとえば一部のシステムでは、ビームが乳房、甲状腺または眼の水晶体などの放射線感受性の高い臓器に入るときは、管電流を下げることができる）。特定の臓器に対する線量を最小限に抑えるため、この仕組みをいずれの装置でも使用すべきである。

(18) 本書の目的は、患者と従事者の放射線防護の問題を特定することであり、さらに他のICRP刊行物と合わせて、日々CBCTを臨床現場で使用している者、補助従事者、装置の購入者、製造業者、さらに政策方針を決定する委員会に至るまでのあらゆる関係者に対する勧告を策定することにある。

(19) 本書が主に対象とする読者は、当委員会がこれまで作成した医学における放射線防護についての刊行物と同様に、CBCTを扱う医療従事者、CBCTにおける放射線防護および画質の最適化を業務とする従事者、撮影装置の製造業者、規制当局、ならびに放射線防護を担当している政策立案者である。

1.1 開発の歴史

(20) 最初のCBCT装置は、1982年に米国ニューヨーク州ロチェスターのMayo Clinicにて、血管造影のために製作された（Robb, 1982）。1990年代初期、複数の研究チームが医用画像のために広範囲検出器からマルチアングルの投影像を得るというアイデアを追及した。たとえばSaint-Félixら（1994）は、それぞれにX線管とイメージインテンシファイアを備えた2つのイメージング機構から成る、「Morphometer（形態測定器）」と呼ばれるシステムを試作している。このCBCTシステムは、従来のCT装置のガントリを用いて3D血管造影用に設計された。血管像を一連のデジタルサブトラクション血管造影像から再構成するものである。しかし、単一のイメージング機構を支えるCアームの方が好まれ、このガントリプラットフォームは臨床用として一度も発売されることはなく、諦められた。

(21) Fahrigrら（1997, 1998）も、血管造影用にイメージインテンシファイアとCアームをベースとするCBCTシステムを開発した。Wiesentら（2000）は、血管IVR用にCアームとイメージインテンシファイアからなる同様のシステムを開発した。Ningら（2000a,b）およびWang（1997）は、GE 8800 CT装置をベースとし、当初はイメージインテンシファイア-CCDシステムを備え、後にFPDを備えたCBCT血管造影撮像装置を開発した。Schuelerら（1997）とKawataら（1996）は2平面CアームシステムをベースとするCBCT血管造影装置を開発した。

(22) SiewerdsenとJaffrayは非晶質シリコンFPDをベースに、放射線治療ガイドのため

の CBCT システムを開発した (Siewerdsen と Jaffray, 1999, 2001; Jaffray と Siewerdsen, 2000)。マンモグラフィ専用の CBCT ベースのイメージングシステムを構築しようという試みも、現在進められている (O'Connell ら, 2010; Kalender ら, 2012; Packard ら, 2012)。

(23) 1990 年代後半には、歯顎顔面の放射線検査にも CBCT 装置が導入された (Mozzo ら, 1998; Arai ら, 1999)。

1.2 CBCT における放射線防護に関する現在の基準

(24) CBCT によって、これまで CT 撮影と通常関わりのなかった分野、たとえば外科、歯科、耳鼻咽喉科 (ENT)、血管造影部門、および整形外科病院などにまで CT の利用が広がっていることから、CBCT における放射線防護に関する今回のガイドラインおよび勧告は特に重要なものである。根本的に CBCT は CT の形式の一つである。したがって、MDCT に適用される設備の設計および品質保証 (QA) 要件の大部分は、CBCT にも適用されるべきである。しかしこれによって、CBCT は MDCT と同一であるという誤った印象がもたれ、操作および放射線安全性という観点から CBCT の管理が困難になるおそれがある。使用者が CBCT を「軽い」または「低線量の」CT とみなしてしまうと、さらに複雑な問題が生じる。このような考えは、CBCT 機能が、ときに C アームやそのほか臨床に用いられているシステムである透視や血管造影などの既存の機能に付属したものであることからもたらされる。このような使用者の誤解によって、CBCT が過剰に使用される可能性が生じ、患者および／または従事者が不必要な被ばくをうけるリスクとなってしまう。

(25) 従来、歯科における CBCT には比較的低線量が用いられてきた。しかしこれは常にあてはまるわけではなく、近年の CBCT の多くの用途 (特に ENT および IVR 手技) では、MDCT と同じかこれを超える非常に高い線量となることがある (Kyriakou ら, 2008a; Dijkstra ら, 2011; Schulz ら, 2012)。1 人の患者に対して複数回の CBCT を用いる処置が必要となる状況もあることから (たとえば CBCT ガイド下 IVR)、被ばく線量を最低限に保つ必要性が高まっている。したがって、CBCT による被ばく線量の影響は、個々の患者に対するリスクとなるのみならず、集団全体の放射線被ばくという観点からのリスクでもある。

(26) 画像の専門家および医学物理士は、CT における被ばく線量の問題をよく認識している。しかしこの知識は、CBCT による被ばくに直接活かされるわけではない。CBCT では、画質と線量とのトレードオフ関係は極めて複雑と考えられる。同時に、臨床現場における使用者、QA 担当者、および放射線安全委員会の委員は、これらのシステムの操作と制御に関する明確なガイドラインを必要とする。本書のガイドラインは、CBCT における放射線防護に関する初の国際的なガイドラインとなると思われるが、CBCT の使用に関する情報に基づいて臨床判断を行うための基本的事項を提供し、ならびに臨床的便益と放射線リスクのトレードオフを

最適化するためのガイダンスとなる。

1.3 さまざまな関係者の責任

(27) 米国では年間約 8,000 万件の CT が実施されており、この件数は毎年増加している (Sierzenski ら, 2014)。最近発表された複数の論文は、CT による集団線量に注目している (Brenner, 2010)。さらに、集団に対する線量の大部分は、正当化されないか不適切な検査によるものであり、回避できるという認識も高まりつつある。近年の不適切な使用についてのデータの大半は、CBCT よりも CT について得られている。CT の適切な使用は、依頼医師と画像の専門家との連帯責任であり、ほとんどの国の規則ではこの責任が連帯または画像の専門家にあるとしている。検査の臨床的必要性は依頼医師が最もよく理解しているため、画像の専門家と話し合っ、患者にとって最大利益となるような放射線検査または手技を決定しなければならない。意思決定支援機能を備えた電子オーダーシステムは、これを単純かつ合理的なものとする一方で、一層エビデンスに基づくものとすることができるであろう (Sistrom ら, 2009)。そのようなシステムは、臨床目的にかなった画質を維持しながら、最低線量で実施可能な理想的な放射線検査を提案するために大いに役立つだろう。臨床医、診療放射線技師および医学物理士は、このような取り組みにおける自分の役割と責任を理解する必要がある。この目的のため、依頼医師と画像の専門家の話し合いを促し、また放射線安全性の連帯責任を実践するための方法をさらに発展させる必要がある。

(28) 製造業者は長年にわたり、特定の CT 検査による患者線量を低減するための技術開発に重要な役割を果たしてきた。当委員会はこの役割を認識しているが、今後も製造業者が、患者と従事者の放射線防護のための新しい技術開発の最前線にあり続けることを望んでいる。

1.4 CBCT の線量を知ることはなぜ重要なのか？

(29) 線量管理について詳細を知らない臨床医は、CBCT を 3D 再構成ができる改良型透視法などと考えがちである。ほとんどの場合、CBCT による線量は確かに MDCT よりも低いので、このような考えが補強されてしまう。しかし、線量の影響が小さいモダリティであるという考えの下で CBCT を安易に利用すると、場合によっては著しい線量が付与され、患者の防護に好ましくないものになってしまう。

(30) CBCT の臨床現場における展開は比較的日が浅い。CBCT の線量およびそれによって生じ得る効果に関するデータは、まだ収集・解析の途中である。ただし、いくつかの研究は、このような初期段階であっても、線量を合理的に達成可能な限り低く保つという最適化に余地があることを示している。本書では、CBCT の使用に関連して現在得られているデータを体系

的に要約し、患者と従事者のための放射線防護の問題を考察する。CBCTは将来的に患者に対する重要な被ばく線源になり得ることを考えると、この魅力的なモダリティを十分に診断に活用する一方で、それによる放射線被ばくに注意すべきである。1999年から2000年にかけて、当委員会は*Publication 87* (ICRP, 2000a; RehaniとBerry, 2000)を作成する際に、増え続けるMDCTによる線量について注意する必要があると気付いていた。当時はこのことは十分に認識されていなかったが、その後数年間で大きな問題となり、メディアにも何度も読者の目を引く報告がなされている。本書では、最近のCBCTに関する文献をレビューし、CBCTの使用に伴う患者と従事者に対する線量についてデータを提示する。

1.5 全体としての安全性

(31) 安全性は、使用者の選択の問題というよりも、システムの中に組み込まれたとき最も容易に達成される。その良い例が衝突回避システムである。これは自動車業界で始まったイノベーションであるが、事故を回避するためのシステムとして、画像を用いた多くの装置に利用されている。このようなシステムを備えることで、画像撮影装置を搭載した装置が人や物に接触したときに、容易に動作を停止させることができる。このようなシステムがなければ、衝突の回避は主に使用者への教育、訓練と説明により行われる必要があるので、衝突による負傷のリスクは高くなるだろう。正常でない状態の検出と自動回避の両方を同時に実現できない場合もあるが、そのような場合でも、検出や警告は同様の成果をあげると考えられる。たとえば、制限速度を検出するレーダーは、スピード違反の発生率を低下させることが確認されている。

(32) MDCTにおける放射線安全のため、オペレータコンソール上の放射線被ばくの情報の表示は、何年も前から行われている。2007年から2008年に、米国で一連の偶発的被ばく事故が報告されたため、現在のMDCTシステムは、自動的に偶発的被ばく事故を防止するための検出器を備えている (NEMA, 2010)。このシステムは、スキャン実施中にその邪魔にならないように確認して、バランスをとる仕組みを付加することとなった。CBCTコンソール上にそのような情報の表示を標準化する必要がある。当委員会は、以下のような仕組みを提供することによって、操作者や従事者との装置と情報のやりとりが最小限ですむ安全システムの開発と実装を勧告する。

- 検査全体を通じた放射線出力の定期的かつ継続的なモニタリング
- 確保されるべき参考線量または望ましい線量との自動比較
- 操作者へのタイムリーな情報フィードバック
- 自動照射制御 (AEC) に類似した方法で、線量を所定のレベルに調節する自動調節が幅広く利用可能
- 線量が規定値よりも高い場合の警告表示。現在のところ、CBCTシステムに線量チェックは

利用されていない (NEMA, 2010)。

(33) これに加えて多くの CBCT 製造販売業者が一様に実装する必要がある技術には、X 線ビームが検出器に必ず到達するようにする自動コリメーション制御、画像ガイド下 IVR 中の器具の誘導、および装置に起因する散乱線量の最小化がある。

1.6 本書の適用範囲

(34) 欧州委員会 (EC) のプロジェクトである SEDENTEXCT (Safety and Efficacy of a New and Emerging Dental X-ray Modality) (<http://www.sedentext.eu/>) (EC, 2012a) が発行した刊行物を含め、歯顎顔面用 CBCT に関して多くの情報が得られていることから本書では簡単に歯顎顔面用 CBCT も検討することにした。

(35) 本報告の主要な観点が、CBCT 撮影による患者と従事者の線量にあることは強調されるべきである。CBCT 撮影は、透視ガイド下手技の一部として行われることがある。そのような場合、透視による線量およびそれに関連する影響を考慮する必要がある。*Publication 117* は、画像診断部門以外で実施される透視ガイド下手技における患者と従事者の放射線防護に関連する情報を記載し (ICRP, 2010)、*Publication 120* では IVR 透視における患者および従事者の放射線防護を検討している (ICRP, 2013)。本書では「患者線量」という用語を定性的かつ相対的な意味で用いており、量的な数値を示している場合は、適切な線量 [皮膚線量、臓器線量、カーマ面積積 (KAP)、実効線量] のことを述べている。

2. CBCT の技術

2.1 緒 言

(36) 最近 10 年間の従来型 X 線撮影、透視およびマンモグラフィのためのデジタル FPD の開発により、CBCT の使用は医用画像の主力となってきた。現在使用されている大半の CBCT システムは、3 次元的データセットを提供するために、動的 FPD（静的 FPD と異なり 1 秒間に複数のフレームを取得できる）の能力を活用している。

(37) デジタル FPD と広いコーン角の X 線管から構成される C アームガント리는、CBCT において最もよく使用されているプラットフォームである。その他にも、スキャンに用いる機械的ガントリ、検出器サブシステム、X 線管の種類とフィルタ、画像撮影に用いるコーン角、再構成に用いるアルゴリズムが異なる多くの CBCT の実装例がある。以下の節では各種 CBCT 装置を記述して紹介する。

2.2 技術的問題

(38) CBCT 装置の断層撮影能についてのみ考えるのであれば、CBCT 装置とは、簡単に言えば、従来の MDCT の検出器列（通常は 16 ～ 64 列）をエリアディテクタに置き換えたもの、と考えることができる（Ross ら, 2004; Grasruck ら, 2005; Popescu ら, 2005）。一般に CBCT 装置は、X 線源、検出器、および患者周囲でイメージング機構を動かすためのガントリから構成される。最も多く使用されているサブシステムを、以下に簡単に説明する。

2.2.1 X 線 源

(39) CBCT 装置に用いられる X 線源は、幅広い円錐状の放射線ビームを発生できる必要がある。そのため CBCT 装置では、MDCT 装置で使用される X 線管よりもはるかに広い陽極角を用いている。典型的な条件は、X 線管電圧 50 ～ 140 kVp、管電流 10 ～ 800 mA、総出力 10 ～ 80 kW である。検出器のピクセルサイズが小さいという利点を活かすため、焦点サイズは 0.2 mm ～ 0.8 mm の範囲である。単一の FPD を用いて 1 回転で撮影できる典型的な視野 (FOV) は、その角度方向で 25 cm にもなり得るし、また z 方向には 20 cm にもなり得る。複数のパネルまたはデュアルスキャンを用いれば、X 線照射の主軸をパネルの中心からずらすことによってビームの補正が可能となるため、さらに大きいサイズが可能である。

2.2.2 検出器

(40) 旧式のシステムの中にはまだイメージインテンシファイアを使用しているものもあるが、大部分の最新式の CBCT 装置はデジタル FPD を使用しており、FPD がとって代わることとなった他の検出器技術 (X 線フィルム、フィルム/スクリーンの組み合わせ、イメージインテンシファイア) と比べ、高い線量効率と幅広いダイナミックレンジを実現している。しかし、標準的な MDCT 検出器に比べるとそのダイナミックレンジは狭い (Miracle と Mukherji, 2009a)。また、FPD は一般に、MDCT に使用されるイメージインテンシファイアおよび従来型の検出器列に比べて高い空間分解能をもつ。直接的なデジタル読み出しは、最大で毎秒 30 フレームに及ぶ投影と 3D 再構築の両方に直接利用できるデータ取得を保証する。

(41) フラットパネルの本来の分解能は通常 $200\ \mu\text{m}$ 以下であるが、それよりも高い分解能の検出器パネルも利用できるようになってきている。倍率および X 線の焦点サイズを考慮すると、等方性のボクセル分解能は約 $150\ \mu\text{m}$ となる。3D 画像取得モードでは通常、FPD は 2×2 ピニングモードで操作され (2 列 \times 2 段からの信号を加算することで SNR および読み出し速度を上げ、マトリクスサイズを小さくする)、等方性分解能は約 $200\ \mu\text{m}$ である。したがって、フラットパネルを用いた CBCT システムでは従来の MDCT 装置に比べて、ボクセル \times ボクセルベースで空間分解能は約 12 倍向上している。その高い空間分解能により、顎顔面領域および頭蓋底の微細構造を含む、複雑な人体の解剖学的構造を描出することができる。

(42) CBCT に用いられている FPD は通常、 $5\times 5\ \text{cm}^2$ から $40\times 40\ \text{cm}^2$ までの検出器画素のマトリクスから構成される。したがって、そのような装置は、1 回転で $5\sim 20\ \text{cm}$ 厚の範囲の多数のスライスを作成できる。これらの装置により可能となる z 軸方向の撮影範囲は、脳、心臓、肝臓、腎臓などの臓器全体を 1 回の軸位スキャンで撮像するのに十分である。

2.2.3 ガントリ

(43) ガントリの機械的システム的设计については、CBCT 装置は 1 つの機構で従来の透視、血管造影および X 線撮影が可能であるとともに、高い空間分解能を持ち、大きな体積の撮影を行うことができるようになってきている。このような装置は、術中および血管内治療への応用に際して特に魅力的である。一般的に使われている各種のガントリプラットフォームを以下に説明する。

C アーム CBCT

(44) 画像撮影装置のすべての大手製造販売業者は、現在、C アームガントリを備え、デジタル FPD を採用した C アーム装置を販売している (図 2.1)。この C アームプラットフォームにより、オープンな構造と患者への迅速なアクセスを実現している。区別しなければならぬ 2 つの主な C アーム設定がある。それは C アームを用いた IVR-CBCT システムと専用 C

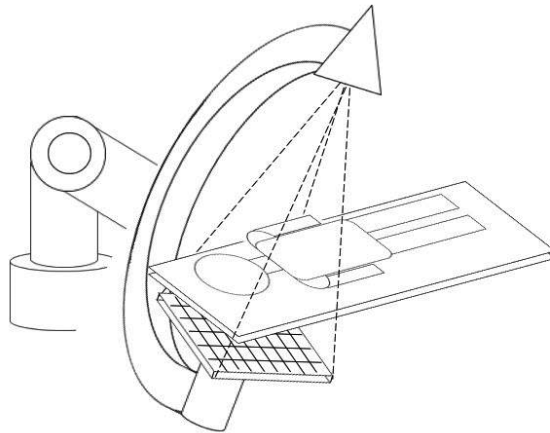


図 2.1 C アーム CBCT

C アームにはイメージング機構が搭載されており、これによって患者の周りを回転するために必要な自由度が得られる。C アームシステムは外科、整形外科、泌尿器科および IVR の環境において用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。

アームを用いた CBCT システムである。

(45) C アームを用いた IVR-CBCT システム。C アームは透視および一般の血管造影（デジタルサブトラクション血管造影を含む）に使用できる。また、画像取得中に C アームを高速回転モードに設定することで、比較的質の高い、高コントラスト CT 画像に変換できる投影データを得ることができる。IVR 手技は通常透視下で行われる。操作者は、対象物の確認および三次元的な位置を確認するために、適宜 CBCT モードを使用可能である（Orth ら, 2008; Schafer ら, 2011）。つまり、このようなしくみによって、以前はそれぞれ独立していたモダリティを、統合的に使用することができる。このしくみは、血管造影、外科、整形外科、泌尿器科、およびその他の IVR において用いられる。

(46) 専用 C アームを用いた CBCT システム。ENT、頭頸部、四肢の画像撮影、およびマンモグラフィ専用の多くのシステムが市販されている。C アームを用いた CBCT システムの 1 つの一般的な形態として、いわゆる「シートスキャナ」がある。これは小型の C アームが、FPD と X 線管から構成される水平方向のイメージング機構と共に、椅子にすわっている患者の頭部の周りを回転する（図 2.2）。一部のモデルでは、患者は臥位または立位をとる。このような装置はスキャンの FOV が比較的小さいことから、歯科、顎顔面外科および側頭骨専用である。その重量と機械的な理由のほかに、FOV を広げられない根本的理由はない。現在、これらは限られた用途に用いられている。

CT ガントリを用いた CBCT

(47) フラットパネルボリューム CT 装置は、連続回転する CT ガントリとデジタル FPD

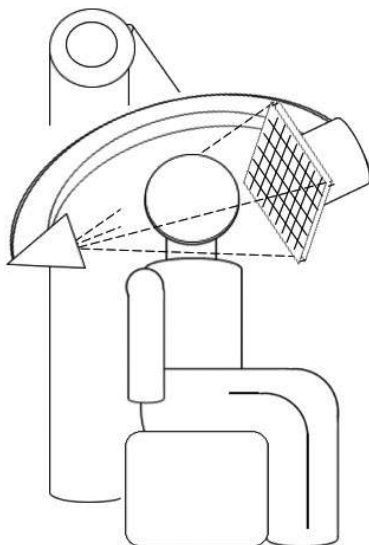


図 2.2 診療所（室）ベースの CBCT

イメージング機構は水平回転する C アームに搭載されている。これらのシステムは通常、頭頸部の撮影に用いられる（画像は Rolf Kueres 提供）。

技術を組み合わせたものである（図 2.3）。これは実際のところ、検出器列が FPD に代わった CT 装置である。操作の点からいえば、CT ガントリを用いたコーンビームシステムと C アームを用いたコーンビームシステムの主な違いは、その基本設計にある。ガントリを用いたシステムは C アームを用いたシステムと比べ安定性が高く、幾何学的な誤差が少ない。加えて、CT ガントリはいずれもその機械的設計ゆえに、最も優れた C アームガントリに比べてアイソセンタがはるかに正確である。その結果、ガントリを用いた設計では多くの場合、空間分解能が比較的優れていると考えられる。

(48) C アームシステムでは、検出器と X 線管がへその緒のような形状のケーブルにより接続され、ハードウェアをコントロールし、患者周囲を何周も回転してしまわないようになっている。CT ガントリを用いたシステムではこれと異なり、スリップリングを用いて回転部品からデータを取得している。C アームシステムでは操作者の安全を確保するため、精巧な衝突回避機構が実装されている。CT ガントリを用いたシステムではそのような衝突回避の懸念はない。

(49) FPD を用いていることで、CT ガントリを用いた CBCT システムでは、超高空間分解能、直接的なボリューム画像、および患者周囲の連続回転が可能である。連続回転により動的 CT スキャンが可能となる。すなわち、経時的に変化するプロセスを観察することができる〔脳、肝臓または腎臓など臓器全体の灌流等（移植後または虚血イベント後等）〕。

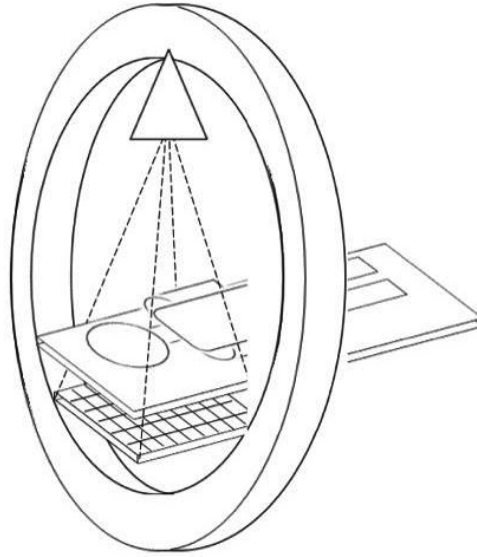


図 2.3 CT ガントリを用いた CBCT

患者を寝台に横にし、イメージング機構が多列検出器 CT として患者の周囲を回る (画像は Rolf Kueres 提供)。

放射線治療における CBCT

(50) 放射線治療では、CBCTは直線加速器から照射される治療用の高エネルギーのX線ビームにより作られるもので、正確な標的体積のアライメントを設定するために用いられる。2つの方式(kV CBCTおよびMV CBCT)が一般的である。kV CBCTでは、X線源としてkVの範囲で操作されるX線管と、画像撮影のためのFPDからなる独立した機構を用いる。イメージング機構全体がリニアックガントリに搭載され、その方向は治療ビームに直交している。Cアームシステムと同様、リニアックガントリは360°までしか回転できず、その後ガントリは逆回転する。一部のシステムは、180°回転を2回行い2回目にFPDを外側にシフトさせることで、標的体積を非対称性にスキャンし、より大きいFOVを可能にしている。そのようなシステムでは、スキャンの2つの部分のために個別のボウタイフィルタを用いている。正確なアライメントのために、治療前にはルーチンのCBCTスキャンを実施する。

(51) MV CBCTでは、画像撮影のために、リニアック自体からの高エネルギーX線を用いる。投影データを取得するため非常に高いX線光子エネルギーでFPDを走査し、別に独立したイメージング機構は不要である。高い光子エネルギーとそれに伴う光電吸収の低下を考えれば、MV CBCTによる軟部組織のコントラストはkV CBCTに比べて著しく悪い。しかし、骨性の解剖学的構造に対しては十分であり、アライメントの目的には許容範囲と考えられる。

同時統合システム (Co-integrated system)

(52) 同時統合システムは、主に核医学に用いる（単一光子放射断層撮影，SPECT 等）（Sowards-Emmerd ら，2009）。核医学イメージング機構と同一のガントリにフラットパネル CBCT システムが搭載されている。CBCT データは、吸収補正および解剖学的局在診断のために用いられる。

2.3 CBCT が使用される臨床シナリオ

(53) 現在の臨床現場では、前臨床から臨床に至るまでさまざまな画像撮影に CBCT 装置が用いられている（表 2.1）。これらの使用は主に、以下のような特性を生かすことが動機となっている：(1) 動的な透視／血管造影と断層撮影の組み合わせ、(2) 広い z 軸方向の撮影範囲、および (3) 高コントラスト構造物の高分解能の画像撮影。

表 2.1 前臨床から臨床までさまざまな医療に応用されているコンベーム CT (CBCT)

適 用	設 定	同 義 語	CBCT を使用する 主な理由*	使用事例	CBCT の一般的な用途
非血管 IVR 手技	C アームシステム	3D C アーム, CBCT	1, 2	肝臓の IVR, 膿瘍ドレナージ, 骨格系 IVR	IVR 器具と材料の空間的位置 把握
頭部/ 全身の血管 IVR	C アームシステム	血管造影 CT, 回転血 管造影 CT	1	腫瘍塞栓術, 出血, 末梢閉塞 性疾患の血行再建	IVR 器具の空間的位置把握, 出 血の除外診断, 塞栓治療コン ロール
心血管 IVR	C アームシステム	回転血管造影 CT	1	電気生理学的カテーテルアブ レーション	IVR 器具の空間位置把握
整形外科 IVR	可動式 C アーム / O アームシステム		1, 2	骨接合術	インプラントや複雑骨折の空間 的位置把握
放射線治療計画 / ガイド	ガントリまたは C ア ーム (治療システム あり)		2	腫瘍治療	患者レジストレーション, 生理 学的運動制御
歯, 顎顔面, ENT	オーバヘッド式 C ア ーム「シートスキヤナ」 / ガントリベース	DVT	3	歯科の精査, 副鼻腔, 側頭骨	画像診断, ナビゲーションのた めのデータセット (インプラ ントの留置等)
乳房 [†]	水平ガントリベース		2, 3	がんの除外診断, 生検	

次ページに続く

表 2.1 前臨床から臨床までさまざまな医療に応用されているコーンビームCT (CBCT) (続)

適 用	設 定	同 義 語	CBCTを使用する 主な理由*	使用事例	CBCTの一般的な具体例
泌尿器科	C アーム		2, 3	碎石術, 精密診断	画像診断, 結石の発見
核医学ハイブリック ドイメージング (SPECT/CT)	回転ガントリに搭載 された透過および放 射システム		2	吸収補正, 解剖学的局在診断 (生理学と解剖学の融合データ セット)	心筋灌流画像検査, 骨格画像 撮影, 腫瘍画像撮影
末梢骨の画像撮影	C アーム/ガントリ ベース		3	骨粗鬆症	骨の微細構造, 骨密度
動物のイメージン グ/検体のイメージ ング	ベンチトップ, ガントリ ベース		2, 3	研究および獣医学	実験的イメージング

3D: 3次元, CT: コンピュータ断層撮影, ENT: 耳鼻咽喉科, DVT: デジタルボリュームトモグラフィ, SPECT: 単光子放出型CT

* 1. 動的な透視/血管造影と断層撮影の組み合わせ。2. 広い軸方向の撮影範囲。3. 高コントラスト構造の高分解能の画像撮影。

† デジタル乳房トモシンセシスは, 特殊な再構成アルゴリズムをもつある種の角度制限CBCTとみなすこともできる。

3. 放射線の生物学的影響

- ICRP は、放射線防護が全身被ばくについてのみならず、特定の組織（特に眼の水晶体、心臓および脳血管系）の被ばくについても最適化されるべきであることを強調する。

3.1 緒 言

(54) 電離放射線の健康への影響は、組織反応（確定的影響）と確率的影響の2つに大きく分類される。組織反応としては皮膚紅斑、脱毛、白内障、不妊症、血管疾患、造血系および消化器への影響がある。一方で、確率的影響はがんおよび遺伝的（遺伝性）影響である。

(55) 組織反応は、線量が特定のしきい値を超えたときに生じる。反応の重篤度は、臓器または臓器の一部が受けた総線量によって決まる。確率的影響は、放射線と生体物質の間の微視的な相互作用が本来持っているランダム性による影響が強い。多くのがんモデルでは、放射線被ばくによるがん誘発の確率は、線量に比例すると考えられている。さらに、放射線防護を目的とするときには、線量がどれほど低くても、理論的にはがんまたは遺伝性影響を誘発する小さな可能性が必ず存在するとしている。

3.2 組織反応

(56) 組織反応の場合、細胞への損傷は線量と直接関連し、線量しきい値が存在する。*Publication 103* (ICRP, 2007b) には、「このしきい線量が存在する理由は、臨床的に意味のある障害が発現する以前に、ある特定組織の重要な細胞集団の放射線障害（重篤な機能不全または死）が持続的である必要があるためである。しきい線量を超えると、障害の重篤度は、組織の回復能力の減退という意味も含めて、線量の増加とともに増加する」と述べられている。組織反応のしきい値は通常、数百 mGy である。皮膚への影響は吸収線量が 3 Gy で生じる。その他の臓器のしきい線量を表 3.1 に示す。

(57) 古典的な例として、約 100 年前の放射線医学の黎明期には従事者の手には多く紅斑が見られたが、ここ 50 年では医用 X 線を使用する従事者にこのような症状はほとんど見られない。しかし IVR や心血管の透視ガイド下手技を受けた患者には、皮膚傷害が観察されている (ICRP, 2000b, 2013; Balter ら, 2010; Rehani と Srimahachota, 2011)。さらに IVR 手技を行う放射線科医および循環器専門医には、鉛のエプロンや鉛のテーブル・シールドで防護されてい

表 3.1 成人の精巣、卵巣、眼の水晶体および骨髄組織に対する影響に関する、臓器線量のしきい値の推定値

組織と影響	1回の被ばくで受ける 総線量のしきい値 (Gy)	分割被ばくで受ける 年間線量のしきい値 (Gy/年)
精 巣		
一時的不妊	0.15	0.4
永久不妊	6.0	2.0
不 妊	3.0	>0.2
眼の水晶体		
白内障 (視力障害)	0.5	
骨 髄		
造血機能低下	0.5	>0.4
心臓または脳 循環器疾患	0.5	

ICRP (2007b; 表 A.3.1) から引用。さらに ICRP (2012b) から眼の水晶体と心臓に関する最新情報を追加。

ない身体部位に、脱毛や慢性の職業性皮膚炎が報告されている (Wiper ら, 2005; Rehani と Ortiz López, 2006)。著者らの知る限りにおいて、今日までに CBCT を受けた患者の皮膚傷害の報告はない。MDCT については、ここ数年、MDCT を受けた患者に皮膚傷害が観察されているが、それは主に装置の不適切な使用の結果として生じたものである (ICRP, 2007a)。脳灌流 CT (perfusion CT) を受けた患者に脱毛が報告されている (Bogdanich, 2009, 2010; Wintermark と Lev, 2010)。CBCT による患者または従事者の皮膚傷害は報告されていないが、この技術は比較的新しいことから、今後 CBCT の使用が増えるにつれ、そのような傷害が特に放射線防護が不適切な撮影において生じる可能性がある。

(58) 近年は皮膚傷害に加え、眼の水晶体に対する放射線の影響が報告されている。眼の水晶体は人体で最も放射線感受性の高い組織の 1 つである (Rehani ら, 2011; ICRP, 2012)。X 線を用いた IVR 手技に係わる従事者の間で放射線被ばくによる白内障が観察されているが (Vaňo ら, 1998; ICRP, 2000b)、CT または CBCT の従事者には報告がない。ただし、以前 Klein ら (1993) により行われた研究と、比較的最近 Yuan ら (2013) により行われた研究では、CT 検査を受けた患者は眼の水晶体損傷のリスクが高い可能性が示唆されている。CBCT を受ける患者でも同様のリスクが予想される (たとえば脳神経 IVR で眼が一次ビームに被ばくした場合)。今のところデータは少なく、患者のリスクを判断することは困難である。一次ビームが眼に照射されるような場合は注意することが望ましく、最適化への慎重な配慮が必要である。

(59) 患者以外にも、低線量に被ばくしている集団がある。そのような集団の一部には水晶体混濁が報告されている。たとえば IVR 室内の従事者 (Ciraj-Bjelac ら, 2010, 2012; Vaňo ら, 2010, 2013; Rehani ら, 2011)、宇宙飛行士 (Cucinotta ら, 2001; Rastegar ら, 2002)、放射線技師

(Chodick ら, 2008), 原爆被爆者 (Nakashima ら, 2006; Neriishi ら, 2007), およびチェルノブイリ (チェルノブイリ)*¹ 事故の被災者 (Day ら, 1995) 等である。

(60) 近年の疫学的データから、組織反応は過去に考えられていたものより低いしきい値で生じ得ることが示唆されている (ICRP, 2010, 2012)。これらの反応は通常、発症までに長時間を要する。水晶体混濁の場合、傷害のしきい値は、現在、吸収線量で 0.5 Gy 程度と、過去に設定されていた 2 Gy よりも低いと考えられている (これは被ばくのシナリオに依存する)。循環器疾患のしきい値は、心臓または脳に対して、予防的な値として吸収線量で 0.5 Gy に設定されている。ICRP の方針では、患者に対する線量限度は設定していない。しかし、計画被ばく状況における職業被ばくに関する ICRP の現在の勧告では、眼の水晶体の等価線量限度は 20 mSv/年である。これはある 5 年間の平均値であり、どの 1 年間でも 50 mSv を超えてはならない (ICRP, 2012)。同文献には、CBCT における眼の水晶体の職業被ばく線量は数 μGy *² と報告されている。歯科および頭頸部の CBCT では、患者の眼の水晶体の直接被ばくによる線量は数 mGy*³ であるが、この線量は IVR-CBCT よりはるかに高い。CBCT における患者と従事者の眼の水晶体への線量の詳細は、本書の 6 章および 7 章に記載している。

3.3 確率的影響

(61) がんおよび遺伝性影響は、確率的影響に区分される。発がんの確率は、遺伝性影響の確率よりもはるかに高い。*Publication 103* (ICRP, 2007b) に記載があるが、全集団における低線量被ばくによる損害 (デトリメント) で調整された名目リスク係数または確率的影響は、がんリスクについて $5.5\% \text{ Sv}^{-1}$ 、遺伝性影響について $0.2\% \text{ Sv}^{-1}$ である。既知の放射線誘発性の遺伝性影響は、ヒト以外の生物種の観察から得られたものなので、ヒトに対する遺伝性影響についてはヒトに対する理論的リスクである。ヒトにおける遺伝性影響の例は、原爆被爆者でも観察されていない。したがって、ICRP は何十年もかけて文献を慎重に精査し、遺伝性影響のリスクに関連した生殖腺の組織加重係数を、過去の数値の半分未満に、すなわち 0.2 から 0.08 に下げている (ICRP, 2007b)。

*¹ 訳注 本書では、ウクライナ語読みを採用している。括弧内はロシア語読み。

*² 訳注 原文では a few μGy 。

*³ 訳注 原文では a few mGy。

4. 患者および従事者の防護原則

(62) ICRPにより勧告されている防護体系は、3つの放射線防護の基本原則、すなわち正当化、防護の最適化および線量限度の適用から構成されている (ICRP, 2007b)。線量限度は、従事者および公衆の放射線防護にのみ適用される。患者の防護には、診断参考レベル (DRL) が用いられる (ICRP, 2007c)。

4.1 正当化

(63) 正当化の原則では、被ばくの状態を変化させるあらゆる決断は、害よりも益が大きくなることが要求される。ICRPによれば、医学における放射線の使用には3つの正当化レベルがある。

- レベル1とは、医学における放射線利用が、患者に害よりも益が大きい場合に受け容れられるとするものである。現在では、医療におけるX線の使用の正当化は当然のことと考えられている。
- レベル2とは、特定の目的のために特定の手法が定義され、正当化されるというものである (たとえば、関連する症状を示す患者のCBCT検査、あるいは病気が発見され治療される可能性のあるリスクを負った個人のグループ)。
- レベル3とは、個々の患者に対する放射線の適用が正当化されるべきとするものである (すなわち、そのCBCTの特別な適用は、個々の患者に対して害よりも益が大きいと判断されるべきということである)。

(64) *Publication 87* (ICRP, 2000a)によれば、CT検査の依頼は、国の教育・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によってのみ行われるべきである。個々の被ばくの正当化には、必要な情報が過去の検査から未だ得られていないこと、しかも提案される検査がその疑問に十分答えられることが確認されていなければならない (ICRP, 2007b)。依頼医師および画像の専門家は、CT、CBCTおよび血管造影検査の選択と適用に関して熟知し、代替手法について十分な知識をもっているべきである。このことは、CBCTの使用を予定している、画像の専門家以外の医療職にも適用されるべきである。訓練の詳細は8章に示す。正当化のプロセスにおいては、教育訓練のためのリソースと費用についても配慮されるべきである。

(65) CBCT使用の正当化については、依頼医師と画像の専門家の双方に責任がある。自身が検査を依頼する場合で (たとえば、歯科外来や耳鼻咽喉科クリニックの医師など)、依頼

医師と画像の専門家が同一人物の場合は、その責任は1人に集約されることになる。依頼医師は、その患者の病歴を知っているが、診断的放射線検査の線量、リスクおよび限界に関する知識はほとんど持っていないのが通常である。一方で画像の専門家は、放射線検査の専門知識として、患者の放射線被ばくを抑えながら同程度の情報を提供できる代替的な画像検査に関する知識などをもっているが、個々の患者の状態に関して深くは知らない。画像専門家と依頼医師の知識を組み合わせ、最大限に活用するためには、両者の間の協議が不可欠である。そのような協議は以前から強調されてきたが、実際には制約があり困難であって、これを可能にするための方策の開発が必要である。

(66) ICRP は、正当化に関して適切でないとされる報告を多数確認しており、特に CT 検査で多いが、CBCT についてはまだない (Rehani と Frush, 2010; Fraser と Reed, 2013)。ICRP は正当化について改善するため、電子的な臨床判断サポートシステムなどの最新技術の使用を勧告している。

4.2 最適化

(67) 検査が正当化された後、医療従事者および患者の防護を最適化する必要がある。

(68) CBCT の最適化に関する第一の役割は、CBCT を所有する施設にある。臨床目的に必要な画質を確保しながら、患者線量が最低となるような検査が実施されるように保証されている必要がある。

(69) DRL は、これまで最適化を促進するために用いられ、特に CT 検査における利用では、多数の国々で優れた成果が示されている。DRL は、線量分布の 75 パーセンタイル値を超える線量を用いている検査を特定し、是正措置をとることができるように作成されている。しかし、ICRP の掲げる「合理的に達成可能な限り低く」という概念に表されているように、75 パーセンタイル値の線量をさらに下回る最適化の必要性を否定するものではない (Rehani, 2013)。最新の技術による装置と最適化されたプロトコルを用いることで、25～50 パーセンタイル値の線量が達成可能であることから (NCRP, 2012)、使用者は DRL の範囲内で最適化することを目指すべきである (Rehani, 2013)。CBCT における患者防護の最適化のためには、患者の年齢や体型、撮影部位および臨床適応に合わせた、検査別のスキャンプロトコルを用いる必要がある。CT 装置の製造販売業者が提供するプロトコルは、最適化のために検証される必要がある。DRL は、既存のプロトコルの評価を容易に行うための、実践的なツールの 1 つに過ぎない。施設間で CBCT の線量を比較できれば、CBCT を持つ各々の施設がプロトコルを適正化し改善することを容易になるであろう。

(70) CBCT のための DRL を確立する必要がある。これを達成するため、CBCT 検査を行う医師は医学物理士と緊密に協力する必要がある。

4.3 画像撮影施設に関する要求事項

(71) 撮影の実施については、世界各国で異なるが、各国当局の定める要求事項に準拠していなければならない。一般に CBCT 装置は、国または指定の規制当局の全般的な監視の下に、適切なデータベースに登録されている必要がある。当局は、登録と認可の過程において、従事者と公衆が十分に防護されることを保証するために、装置の仕様とそれが使用される部屋の大きさと遮蔽の状況を審査することとなろう。国際電気標準会議（IEC, 2012）および国際標準化機構（ISO）は、X線装置の国際的レベルの安全性要求事項を提示している。多くの国には、X線装置の国の規格もある。これらの要求事項は、放射線に被ばくする可能性のある従事者および公衆を防護することを意図したものである。登録と認可の過程では、資格を有するスタッフがいないかどうか評価に含まれる。恒常性と性能評価のための定期的な品質管理試験に関する要求事項もある。CBCT装置の合否判定試験と定期的な品質管理試験によって、装置の安全性、およびそれが適切な画質をもって画像を提供する能力があるということを保証できる。装置の誤作動によって患者が不必要な放射線に被ばくしても、そのことが明確にわかるとは限らないので、このような定期的な試験は不可欠である。ともかく、どのような国際的な要求事項が用意されているにせよ、施設の設計と操作が患者、従事者および公衆にとって安全であることを保証するために、これに従うことが必須である。

5. CBCT における患者線量の評価

- 透視と CBCT の両方に用いられる装置は、オペレータコンソールにある電子表示と線量構造化レポート (RDSR) を通じ、個々の患者に実施される手技全体の総線量の指標を表示する必要がある。

5.1 CBCT における線量測定

(72) CBCT では、比較的大きな体積を 3D 撮影するため、幅の広い X 線ビームを使用する。1990 年代中期以降、MDCT のスライス数は増え続け、それに伴って X 線ビームの幅も広がっている。高性能のワイドエリア MDCT 装置によって得られる z 軸方向の撮影範囲は、今日の CBCT のそれに匹敵するものとなっている。開発が進んだことで、一層適切なワイドエリア検出器となるよう、CT 線量測定法を改訂しようという動きが生まれた。その結果、測定法が確立され、ファントムが既に存在している MDCT 線量測定についての研究の一部は、CBCT の線量測定に活かされている。本節および付属書 A に、標準的なナロービームの MDCT の形式を CBCT に直接応用する際の短所を示す。CBCT 線量測定のための包括的な枠組みを構築するため、これらの問題を克服する方法を付属書 A に示す。

(73) CT 線量測定は、CT 線量指標 (CTDI) という概念を軸に展開している。CTDI などによる測定値と線量を関連付けるため、臨床現場では相対的な患者線量指標としてボリューム CTDI ($CTDI_{vol}$) および長さ線量積 (DLP) が広く使用されてきた。CTDI を用いることの 1 つの利点は、その QA 指標としての妥当性、および患者のスキアン条件 (寝台による減衰等) を模倣した条件下でファントムを用いて測定できることにある。

(74) 一方で幅広いビームを用いる場合には CTDI の使用に制約があり、CT 線量測定において新たなアプローチがとられることとなった。その詳細は付属書 A に示す。この CTDI のパラダイムは、ヘリカルスキアンでない場合、または患者が動かない場合に問題となる (多くの CBCT 装置でも同様である)。そのような場合には、 $CTDI_{vol}$ 値は線量を著しく過大評価したものとなりえる (Dixon と Boone, 2010a)。

5.2 診療現場でのスキアン法および臨床ベースの CBCT システム

- (75) 臨床ベースのシステムには、頭頸部 CBCT、乳房 CT (bCT) および歯顎顔面用

CBCTがある。歯顎顔面用CBCT装置に特有の性質に、システムに応じてさまざまなFOVサイズが提供されるというものがある。これによって、局所領域（すなわち1本の歯とそのごく周辺）のスキャンと顎顔面のスキャンが可能となる。水平コリメーションの使用やその他の要素により、軸位断面の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる課題が加わる（Pauwels, 2012a）。加えて歯顎顔面用CBCT装置は、座位または立位で撮影されることから、ファントムと線量計の設置は、実際のところ複雑である。

(76) 歯顎顔面用CBCTについて、種々の線量指標が提案されている（EC, 2012a; Pauwels, 2012a; DIN, 2013）。線量指標の測定値を患者線量に換算する方法と共に、これら指標の提案について詳細な検証が必要である。

(77) 技術的には、これらの方法は他の臨床ベースのシステム、たとえば頭頸部の撮影や、可能性としてはbCTシステムにも適用できると考えられる。しかし現在のところ、そのような装置における測定の標準化は行われていない。これらのことから、CBCT線量測定の標準化という問題はほとんど未解決であることは明らかである。

5.3 CアームCBCTシステム

(78) CアームCBCTシステムでは、撮影台の全周の回転はできない。一部のシステムでは、 180° + ビーム角のみ回転でき（Fahrigら, 2006）、患者/ファントムに対して不均一な体軸方向の線量を与えることとなる。一部の歯顎顔面用CBCT装置は、 $180 \sim 220^\circ$ のスキャンも可能である。ファントムでは、 $z=0$ で z 軸と交差する中心面の、ファントムがX線管に最も近い側で最大線量となる。ヒール効果がない理想的な場合、最大線量は回転角の2等分線上で生じると考えられる。ヒール効果が存在する場合には、最大線量は2等分線の付近で生じる。

(79) CアームCBCTについて、Fahrig（2006）らは、加重CTDI（ $CTDI_w$ ）の計算に適用されたものと同様の平均化による、ファントムの中心面への平均線量を表す指標を提案している。

5.4 CT線量測定のための統合的アプローチ

(80) 国際放射線単位測定委員会（ICRU, 2012）は、Report 87において、現在のCTDIに基づくCT線量測定法の短所を補うCT線量測定法を提案するため、膨大な量の研究について検討している。DixonとBoone（2010b）による過去の研究では、ヘリカルスキャンが可能な装置（たとえばMDCT装置）、ならびに（大半のCBCT装置と同様に）軸位断像のみを取得する装置における線量測定に関する統合的な方式が示されている。一連の指標と新たに600 mm長のポリエチレンファントムの使用が提案されている。この手法の数学的基礎は、本

書の範囲を超えるが、以下に簡単に述べる。詳細は付属書 A を参照されたい。この方法は、完全なスキャンによる 600 mm ファントムの中心における累積吸収線量の測定に基づくものである。CBCT スキャンのビーム幅が広がるほど、中心の累積線量は増加する。しかし CBCT ビーム幅が広がるに従い、ファントムの中心からビームの外縁までの距離は長くなり、中心の累積吸収線量に対する外縁での散乱光子の寄与の程度は小さくなる。一定のビーム幅を超えると、線量のさらなる増加は無視できるレベルとなり、平衡線量となる。量 $H(L)$ は、一定のビーム幅またはスキャン長に関する累積吸収線量と、その平衡線量の比率と定義される。

(81) 付属書 A に示す線量平衡までの上昇曲線についての物理的解釈は、プロファイルの漸近線の裾野が含まれるように、スキャンとファントムは十分に長くする必要がある、ということである。スキャンが長いほど、 $H(L)$ は「1」に近づく。このことは、1 回のスキャンで中心の CT スライスに対する線量は、スキャン長とともに増加することを示しており、短いスキャンでは、実線量の収集のための効率が比較的低いことを示している。この効率はスキャンが長いほど向上する。

5.5 線量の追跡と報告

(82) 透視および断層撮影の両方に使用されるシステム (CBCT) は、新たな課題に直面している。現在、1 回の手技で患者に照射される総線量について、標準化された評価方法はない。この状況は解決されなければならない、イメージングシステムの透視 (2D) と CT (3D) の線量を比較するのみでなく、線量を合計する手段が提供されなければならない。さらに、1 人の患者の線量を追跡して報告することも容易とならなければならない。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。CT および血管造影における線量構造化レポート (RDSR) は、今後登場するモダリティの出力を報告するためにも用いることができる。ビームがさまざまな方向に向いた場合の KAP 値は、画像取得に step-and-shoot 法を用いれば、RDSR の一部として報告できる。さらに KAP は、CBCT における透視とそのほかの方法の直接比較を進めるためにもよいかもしれない (たとえば 2D と 3D 透視の比較)。実効線量は報告に適した線量値ではない。

5.6 おわりに

(83) ICRU (2012) が提案した統合的 CT 線量測定法によって、CBCT の線量測定を標準化できるかもしれない。とはいえ、CTDI に基づく測定値も軽視すべきではない。CTDI には限界があるものの、数多くのシステムで長年にわたり使用されており、さまざまな製造業者による、またさまざまな使用年数の CT 装置について重要な比較を可能にしている。さらに、

CTDI_{vol}に基づく患者線量推定値の係数は既に得られている。

6. CBCT における患者と従事者の防護の最適化

- 線量のモニタリングが必須の手法であるときは、患者と従事者の両者の線量を最適化することが重要となる(特に従事者が装置の近くにいる必要があるとき)。一人の患者の線量の記録、報告および追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。
- 高コントラスト構造に関する診断上の疑問に答えるためには、低線量のプロトコルで十分であろう。このような構造とは、たとえば、肺、骨、歯顎顔面のスキャン、ENT スキャン(副鼻腔、頭蓋、側頭骨)、IVR に用いる材料、造影された血管(血管造影 IVR) などである。
- 軟部組織である頭蓋内出血、軟部組織腫瘍や膿瘍などの描出が主な目的である場合にのみ、より高線量のプロトコルを選択すべきである。
- IVR および手技中に用いる C アーム CBCT システムの多くは、180 ~ 240° の角度範囲 + X 線ビームのコーン角の範囲をスキャンすることができる。限局性の決定臓器である甲状腺、眼、乳房および生殖腺等は、可能な限り C アームの「検出器側」におくべきである。
- 臨床的必要性が許す限り、関心体積が CBCT 装置の FOV 内に完全に収まるようにし、一方で放射線感受性の高い臓器が FOV 外にくるように、使用者はあらゆる努力をする必要がある。
- CBCT の目的は、他の画像診断のモダリティでは得られない特定の診断上の疑問、または術中の疑問に答えることであり、MDCT に匹敵する画質を得ることであってはならない。CBCT の使用に関する依頼医師の判断は、画像の専門家と相談したうえで下されるべきである。
- ローカルに定められている参考値と比べて高い患者線量にならないように、近年の CT に実装されている線量チェックアラートなど、確認してバランスをとる仕組みが必要である。
- 実際の状況下で、眼の線量を確実に推定する方法を確立し、適用する必要がある。

6.1 結 言

(84) CBCT スキャナは高度に設計された装置であり、線量の最適化は多くの要素が絡んだ問題となる。付与される線量は、異なるスキャンモード間で、および異なる使用方法によって、数桁の違いがあることもある。CBCT の臨床応用には、患者の便益を最大限にしつつリスクを最小限に抑えるため、さまざまなトレードオフについて考慮する必要がある。さまざまな技術的要素および線量に影響するスキャンパラメータを理解することが不可欠である。CBCT

装置システムは、使用の方法がMDCT装置と大きく異なることから、このような考慮をするためには、MDCTの知識のみでは十分ではない。たとえば、MDCTではスパイラルスキャンが基準であるが、ほぼすべてのCBCT画像撮影は1回の軸位像スキャンで行われる。さらに、MDCT装置には適用されないさまざまな特殊な条件が存在している（たとえば、典型的なCBCT装置に適用されるFOVの制限など）。したがって、最適化の初期段階には医学物理士または別の適切な資格を有する専門家が参加し（AAPM, 2011a; EC, 2014）、さらに特に高線量の手技では患者線量と職業被ばく線量の監査を行うことが不可欠である。

6.2 患者線量に影響する要素

6.2.1 装置に依存する要素

自分が使う装置を知る

(85) 使用者はその装置の機能を理解することが重要である。これは、各CBCT装置がいくつかの独自の特徴（アプリケーションドメイン、ガントリ設計、検出器仕様等）をもつためである。最新装置は複雑であり、種々のスキャンモード、パラメータ設定、および線量の最適化戦略を十分理解する必要がある。本節では線量に影響する装置の機能を説明し、次節では臨床における応用において最適な放射線防護を達成するために必要な、操作者の行動について説明する。

コリメーション

(86) MDCTの場合の関心領域は、通常1方向の、または時に直交する2方向のX線像〔前後（AP）および側面（LAT）の位置決め画像またはトポグラム〕で決定される。MDCT装置はこのスキャンFOVをヘリカルスキャンまたは軸位スキャンでカバーし、断層画像を再構成する。CBCT装置でも同様に、APおよびLATの投影像を取得することができるが、通常FOV全体が装置の単一円軌道内に収まり、ほとんどの場合、ヘリカルスキャンは使用されない。検出器が可動式の場合、X線ビームは通常検出器の寸法を超えることはないが、ビームの一部が検出器の辺縁から外に出ることはある。X線ビームが検出器の範囲内に完全に収まるよう、コリメーションに注意する必要がある。装置の製造業者または装置の型式によって、このコリメーション・ウィンドウを自動的に制限する仕組みがあるものと、ないものがある。検出器外に照射された放射線は、患者には不必要な放射線となる。ビームは、その z 軸方向の広がりをFOV内に制限するように、さらにコリメートする必要がある。線源と検出器間の距離は、スキャンできるFOVの横方向の最大の広がりを決定することから、検査対象となる解剖学的構造に応じて適切に調節する必要がある。投影データに含まれる散乱ノイズは、照射野の面積に従ってほぼ線形に増加する。一般に、X線ビームの厳密なコリメーションが必要な理由は、そ

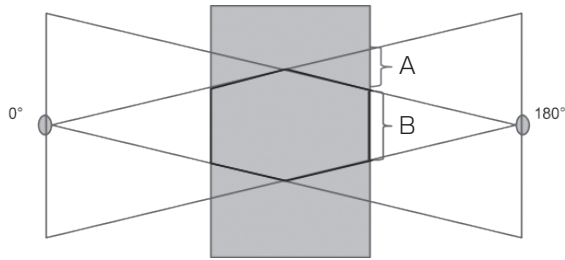


図 6.1 コーンビーム CT では、図中 B で示している六角形の領域内の 180° 投影からのみデータを集取できる。180° 投影全体からのデータを得られるわけではないため、図中 A で示している照射体積の一部は再構成できない（または低い画質でのみ入手できる）。この領域の大きさはスキャナのジオメトリによって異なる（質的描写）。

れによって X 線量を抑えるのみならず散乱も低下させ、画質を改善するためである。

(87) 一次ビームのコリメーションが不良であって、患者の外にも放射線が照射されると、患者線量だけでなく職業被ばく線量も著しく高くなる可能性がある。当面の臨床的問題に対応するために必要なスキャン FOV の範囲から、撮像の必要がない放射線感受性の高い隣接する臓器を外すのが望ましい。X 線ビームは、スキャン FOV 内に厳密にコリメートする必要がある。CBCT 装置は、MDCT 装置のように撮影範囲を広げることはできないので、CBCT 装置の FOV に目的の関心体積が完全に収まるよう、注意が必要である。

z 軸に沿ったコリメーション

(88) 多くの CBCT 装置では、使用者がビームのコリメーション方法を調整できる。臨床的な目的を果たすため、できる限り細いビームとするように z 軸に沿ったコリメーションを行えば、患者線量を抑え、画質を改善することになる。さらにフルフィールド (19 cm) の代わりに、可能な限り最も薄いコリメーション (2.3 cm) を用いることで、コントラストノイズ比が改善する。

(89) 自由空気中における幾何学的効率とは、オーバービミング（検出器の範囲より外に照射される放射線の割合）を数量化する手段である (Berris ら, 2013)。CBCT 装置では、X 線ビームは通常、レセプタによって完全にさえぎられるため、自由空気中における幾何学的効率は 100% のはずであり、オーバービミングが起きるはずはない。さらに、オーバースキャンニング（別名、オーバーレンジング）は、画像再構成に必要な追加データを得るために、ヘリカルスキャンのいずれかの末端で必要ではあるが、軸位の CBCT スキャンでは不要である (Tzedakis ら, 2005)。

(90) CBCT では、照射体積の一部分について、照射されるが 180° の投影範囲内に完全には含まれないということが常に起こる。これらの領域では画像（図 6.1 参照）は再構成されず、部分的に再構成され得るのみである。再構成できない領域は、コーン角の増加とともに

表 6.1 関心体積撮影対標準撮影

関心体積撮影は、撮影条件が許せば（高コントラスト構造であれば）、面に含まれる構造の放射線被ばくを抑制する貴重な手法である。関心領域の再構成のための標準撮影と混同してはならない。

	全方向からの (あらゆる角度位置からの) 照射体積	再構成された体積	放射線被ばく	用途
関心体積 撮影	円筒状の関心体積に限定	円筒状の関心体積に限定	関心体積が全線量を受ける	大半の歯顎顔面の画像撮影と、体幹を撮影する際の大半の C アームを用いた IVR
標準撮影	大きい断面積	体幅内の任意の部分、全身幅、または断面全体	全身幅が全線量を受ける	その他すべて

に大きくなる (Grimmer ら, 2009)。

z 軸に沿ったスキャン有効視野内の線量分布

(91) 理想的な CT 装置システムでは、z 軸に沿った撮影対象の体積を均一な線量で照射し、対象体積以外では線量が急激に減少する。CBCT システムの中には、線量分布が場所によって異なり、中央のスライスへの線量が多いというものもある (Gupta ら, 2006)。放射線感受性の高い臓器は、可能であれば、臨床的に必要な手技の要件が許す限り照射体積（通常は FOV よりも広い）の外に置かれるべきである。

関心体積スキャンの場合の線量分布

(92) 特定の状況下では、臨床的に関心もたれる体積がごく小さいことがある。一部の CBCT 装置は、比較的小型の検出器でごく細いビームのコリメーションを実現している。照射体積の大部分は、最も角度のある投影部位で一次 X 線ビームから外れる。一般に、比較的大きい身体部位で、スキャン体積が x-y 方向に小さく限定される場合は、トランケーションアーチファクトが生じることになる。しかし、骨や歯などの高コントラスト構造に対する小体積の CBCT は、アーチファクト軽減アルゴリズムを併用することで、臨床的に許容可能な画像が十分に得られると考えられる。たとえば、小さい FOV から生じるトランケーションアーチファクトは、椎弓根スクリーウの評価に影響しないと考えられる。これは、比較的大きいスキャン体積の内側にある特定の関心領域の、遡及的で選択的な再構成と混同してはならない (表 6.1)。関心体積外の線量分布は、この 2 つのスキャンモードで大きく異なる。したがって使用者は、ある状況において関心体積スキャンが適用できるか否かを確認する必要がある。

検出器の種類

(93) 現在用いられるほとんどの CBCT システムは、デジタル FPD を利用している。最先端のデジタル FPD では、いくつかのゲインと有効ダイナミックレンジ設定が用意されている。通常、デジタル FPD のダイナミックレンジは MDCT 検出器よりも狭く、そのために CBCT 装置による軟部組織のコントラストは低い。FPD で使用されているヨウ化セシウム (CsI) シンチレータの残光のため、これらの検出器から得ることのできる最大画像フレームレートは制限される。最大の FOV では通常毎秒 30 フレームを得ることができるが、比較的狭い FOV では毎秒 100 ~ 120 フレームという比較的速いフレームレートが実現できる (Gupta ら, 2008)。フレーム速度が遅いことが、CBCT システムの比較的長い集取時間となる主な理由である (Orth ら, 2008)。臨床で使用できる最も高速の CBCT の集取時間は 5 秒であり、それに比べ X 線源が 2 つ搭載された MDCT システムの取得時間は 80 ミリ秒である。ピクセルサイズやシンチレーションの結晶厚などのパラメータは通常、目的とする用途に基づいて選択され (たとえば顎顔面イメージングまたは C アーム血管造影)、エンドユーザーがそれを選択することはできない。現在使用されている検出器の技術は、放射線防護の観点から厳に使用すべきではないといえるものはない。

(94) いくつかの CBCT システムではまだ X 線イメージインテンシファイアを組み込んだ CCD カメラを使用している。この凸型の入力画面とイメージインテンシファイアシステムによる画面の歪みにより、出力画像全体の画質が不均一となる。加えてイメージインテンシファイア内の光と電子の散乱により、再構成されたスライスのコントラスト分解能が制限される。CBCT システムのダイナミックレンジは通常 8 ~ 10 ビットであり、非常に粗いレベルで組織の識別をサポートできる程度である。

検出器量子効率

(95) 検出器量子効率 (DQE) とは、広く用いられている X 線検出器の線量効率を示す指標である。詳細は省くが、検出器に入射するある線量またはフルエンスによって、検出器で生成される画像の質を評価するものである。直観的に言えば、検出器が入射信号を、理想的な検出器に比べてどれほど適切に画像に変換するかを示す。具体的には、検出器の入力 SNR と出力 SNR の比の二乗である。たとえば、SNR を 50% 低減する検出器の DQE は 0.25 である。理想的な検出器の DQE は「1」であり、この場合はすべての入射 X 線光子が画像情報に変換されることになる。DQE は通常、空間周波数の関数として与えられ、画質を検出器レベルの入射 X 線量と関連付ける。

(96) 最近のヨウ化セシウム水素化非晶質シリコン (CsI-aSi:H) FPD の DQE は 0.6 ~ 0.7 であり、MDCT 検出器システムの DQE よりも低い (Gupta ら, 2006)。これは使用者にはどうすることもできない根本的な限界であり、同じ放射線の入力でも CBCT 画像は MDCT 画像よ

りもノイズが大きくなることを意味する。

フィルター

(97) イメージング機構のボウタイフィルタは、X線ビームを硬化して減衰し、散乱線-一次線線量比を低下して、検出器におけるX線フルエンスの不均一性を低減する。またボウタイフィルタは、MDCT撮影における物体の辺縁部からの散乱を抑制する(Orthら, 2008)。Ningら(2000a)は、フラットパネルを用いたCBCTシステムでは、kVpを高くするとこの値[SNR²/入射線量]が減少することを明らかにした。このことは、(ボウタイフィルタを使用したときの)物体の辺縁部からの散乱線の低下と、(ボウタイフィルタを使用しないときの)「比較的軟線の」ビームによる検出器効率の向上との間に、トレードオフが存在することを意味している(Orthら, 2008)。MDCTではボウタイフィルタの使用は一般的である。CBCTではボウタイフィルタの使用は一般的ではないが、その使用は現在増加しつつある。大きい領域の撮影を可能にするための半ボウタイフィルタなど、その他の仕組みも用いられている(Wenら, 2007)。フィルタによって患者線量(特に患者の辺縁部での線量)を抑えることができ、均一性、CT値の精度向上、およびコントラストノイズ比の改善による断層画像の質の改善が得られる。しかし、考えられる1つのデメリットは、ビームハードニング(線質硬化)による検出器効率の低下である(Mailら, 2009)。一般に、広いFOVの中心部に小さな検査対象となる解剖学的構造が存在するような場合には、ボウタイフィルタを使用すべきである。その用途の例として、脊髄に挿入された器具の評価が挙げられるであろう。ボウタイフィルタが取り外し可能である場合は特に注意を要する。従事者が撮影前にボウタイフィルタを取り付け忘れると、患者に余分な線量が照射されることになる。

散乱線除去用グリッド

(98) 散乱線除去用グリッドは、患者と検出器の間に設置され、焦点から外向きに放射状に伸びるラインに沿って置かれる鉛の隔壁である。このような配置が、軸外の放射線を吸収し、かつ一次ビームが検出器に到達することを可能としている。したがってフラットパネルの前に置かれる散乱線除去用グリッドにより、患者から生じる散乱線が検出器に到達しないようにする。グリッドの箔は、有効検出器面積をわずかに減少させる。選択性と除去効率は散乱線除去用グリッドの配置によって決まるが、装置の用途に合わせて最適化される。散乱線除去用グリッドは、線源-検出器間の距離に非常に敏感である。つまり、線源-検出器間の距離が変わる可能性があるとき、あるいは散乱線除去用グリッドを選択するときには、これら2つのパラメータをマッチさせることが不可欠である。

(99) CBCTについて、散乱線除去用グリッドの散乱線抑制効率および画質の改善が評価されている。グリッドの存在は、付与される線量に対するSNRを改善しないようだが(Schafer

ら, 2012), カッピングアーチファクトの著しい減少が認められている (Kyriakou と Kalender, 2007)。ただし, 一定の高散乱の条件では, グリッドにより線量が最大 50% 減少する可能性がある (Kyriakou と Kalender, 2007)。

(100) 散乱線除去用グリッドが利用可能なとき, これは通常, 一定の用途と特定の配置に対して最適化されており, ハードウェアパラメータは固定されている。エンドユーザーは, 通常, 散乱線除去用グリッドの配置を変更したりすることはできない。しかし, さまざまなグリッドと幾何学的距離が変更可能な場合には, これら 2 つをシステムにマッチさせて適切に機能させることが基本である。

散乱補正アルゴリズム

(101) 散乱の強さは, 散乱体の画像周囲に広い角度に分布する。検出器により得られた投影像は, 一次および散乱線の両方を含む, 対象物の二次元的に濁った画像と考えることができる。一次および散乱光子の両方を受ける可能性がある任意の点において, これら 2 つの要素を区別することは困難であろう。しかし, コリメータによって一次ビームから遮蔽された領域では, 散乱線は広範囲に分布することから, 散乱成分を観察できる。これによって, 画像の他の部分での散乱線量を推定することができる。散乱関数を仮定することで, 画像全体の散乱プロファイルを推定できる。次にこれを測定された信号から差し引き, 一次信号による寄与分を計算する。散乱関数計算のための一連の仕組みが用意されている CBCT 装置の場合は, それに厳密に従う必要がある。アルゴリズムが製造販売業者により実装されている場合は, 使用者が散乱補正アルゴリズムに変更を加えられることはほとんどない。

データ補正アルゴリズム

(102) 一般に, 生の投影データには複数の補正アルゴリズムが適用され, その後に 3D スタックにて再構成される。システムの不完全さを補償するために一般的に採用されている, データ調節アルゴリズムの一部を以下に示す。(1) オフセット減算, (2) 残光補正, (3) 適応フィルタマスク, (4) 正規化, (5) シータ補正, (6) クロストーク差補正, (7) 空気キャリブレーション, (8) ビームハードニング補正, (9) 検出器の z 軸方向のゲインの不均一性補正である。これらの補正は, 製造販売業者に固有である傾向があり, それらをエンドユーザーが変更することはできない。

6.2.2 操作者に依存する要素

低アークスキャン

(103) 多くの CBCT システムは, 360° 未満の取得データから再構成が可能である。一般に断層画像の再構成には, $180^\circ +$ コーン角の撮影で十分である。これにより操作者の選択の幅が

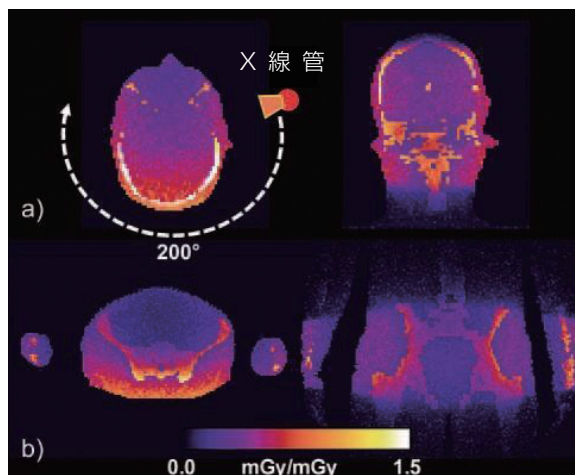


図 6.2 多列検出器 CT と異なり、ほとんどのコーンビーム CT は半分のスキャン角度（ 180° + コーン角）で行われる。したがって、スキャン角度の位置は、患者の線量分布に著しく影響する (Kyriakou ら 2008a)。

大きくなり、患者の被ばくを低減することができる。たとえば、開始角度と終了角度を適切に選択することで、患者頭部の投影像を後方角に制限し、眼の水晶体への線量を抑えることができる (Kyriakou ら, 2008a) (図 6.2)。Daly ら (2006) は、頭蓋の前方ではなく後方に X 線管をおいて、C アームを半周 (178°) 回転させて 3D 画像を作成すると、眼の線量は 5 分の 1 になったとしている。この原理を利用したもう 1 つの事例として、乳房の CBCT 撮影がある。この場合、心臓と肺の不必要な被ばくを制限するように撮影角度を選択できる。この方法では通常、スキャン中心部分の画質には、目に見えるほどの影響を与えない。スキャンアークの適切な角度（線量分布に直接影響するパラメータ）は、使用者が選択できる。使用者は、放射線感受性の高い臓器がイメージング機構の検出器側にくるようスキャンアークを選択すべきである。

(104) 歯顎顔面用 CBCT では、低アークの使用に関して異なる。第一に、使用者は 180° 回転の開始点と最終点を選択できず、検出器は通常、患者の前方にある。シミュレーションおよびファントムを用いた研究から、X 線管を前方に置けば患者被ばく線量は低減するかもしれないが、その差は 10% 以下であろうことが示されている (Morant ら, 2013; Zhang ら, 2013; Pauwels ら, 2014)。これは、歯科検査では FOV が前方にあることから理解できる。これによって複数の放射線感受性の高い臓器（唾液腺、甲状腺等）が回転中心より後ろ側に来る。製造業者に対して明確な勧告を行うためには、より多くのエビデンスが必要である。

kVp と mAs の設定

(105) X 線ビーム束とエネルギースペクトルを決定するパラメータ（すなわち mA と kVp

の設定)は、画質とスキヤンの臨床的有用性を損なわない範囲で、できる限り低く保つ必要がある。kVp と mA は、使用者が選択可能な、患者の全体としての被ばく線量を決定する主な変数である。他のすべてのパラメータが一定に維持されていれば、線量是用いる mAs (管電流 × スキヤン回転時間) に正比例し、またこのパラメータは画像のノイズに大きく影響する。検出器が飽和しない限り、画質レベルと mAs の間には直接的な関係がある。kVp 設定の線量および画質への影響は、より複雑である。光子エネルギーが高いほど組織間の相互作用は小さくなる。それによって組織間のコントラストは小さくなるが、組織を通過して検出器に到達し、画像を生成する光子数は増える。kVp と mAs の正しい設定は、スキヤンする解剖学的構造、造影剤使用の有無、およびフィルターシステム、フレームレート、検出器の種類など複数の設計要素によって大きく異なる。したがって、絶対的なガイドラインを示すことは困難である。市販されているすべての CBCT 装置には、製造業者が推奨する用途ごとにプロトコルが示されている。使用者に対する最善の助言は、まずこのプロトコルから使用を開始し、医学物理士や他の領域の専門家と協力して、各病院の条件に合わせて調整することである。特定のスキヤナの設定または検査の種類に関する出版物やガイドラインもチェックすべきである。

自動照射制御

(106) 自動照射制御 (AEC) システムは、目的の画質を得るために放射線照射量を調節し、患者の特定の部位に必要な線量を加減する。AEC は MDCT と同様に、ある特定の角度方向における患者による減衰に合わせて管電流を調節する。通常 AEC は、検出器からのフィードバックに基づき X 線源を制御するフィードバックループとして実装されている。CT では、AEC システムを使用することで線量は 20 ~ 40% 低減すると報告されている (McCollough, 2005)。CBCT 画像取得中の吸収線量は大きく変化することがわかっており、管電流変調を用いることの潜在的有益性を示している (He ら, 2010)。

(107) 多くの CBCT システムは AEC を採用しておらず、すべてのスキヤンで固定の管電流が用いられている。頭頸部および歯科用のコーンビーム装置では、ほぼ AEC は利用されておらず (固定設定プロトコル)、全身 C アームシステムでは比較的広く実装されている。CBCT では z 軸方向の撮影範囲が広いことから、管電流変調はあまり利用されない。さらに、頭部スキヤンでは他の身体部分のスキヤンに比べて、AEC の必要性は大きくない。AEC に関する要求事項とその必要性は、まだ進化の過程にあり、全般的なガイドラインの策定は難しい。AEC の潜在的応用に関する患者固有の要因の詳細は、6.2.3 項に示している。

スキヤンモード：投影数

(108) 使用者が投影数を明確に選択できない MDCT スキヤンとは対照的に、CBCT ではこのパラメータを直接選択できることが多い。CBCT システムで最も多く使用されている検出

器では、読み出しまでの時間がかかり遅く、シンチレータの残光に対応するために、毎回の投影後に待ち時間が必要となる。検出器への過剰な線量なしに毎回の投影によって収集できる光子数は決まっているため、毎回のスキャンで照射される線量には制限がある。毎回の線量を厳しく制御することでスキャン時間を最適化することは、MDCTよりもCBCTにおいてはるかに重要である。これらのことから、毎回の投影における静止時間および線量の範囲は制限される。たとえば、投影数を制限したり総スキャン時間を変更したりすることで、1回のスキャンプロトコルのための線量を制御することができる。投影数を増やすと、それに比例して照射される線量も増える。CBCTでは、投影数とそれに伴う総スキャン時間の変更が、使用者が選択するパラメータに直接影響される画質と、照射される線量との間のトレードオフをもたらす。

スキャンモード：ビニングと空間分解能

(109) 血管造影用のCアームCBCTシステムにおいて、透視および血管造影モードで必要な空間分解能を提供するための検出器画素は、MDCT検出器システムと比べてはるかに小さい。たとえばCアームシステムの一般的なFPDは 1920×2480 マトリックスで、固有のピクセルサイズが $154 \mu\text{m}$ となる。このように大きいマトリックスの読み出しに必要な時間は、CsIシンチレータの残光と相まって、検出器上で達成できる最高フレームレートを制限することとなる。CBCT検出器のフレームレートは、MDCTのそれよりも1~2桁小さくなる。CBCTシステムの低い読み出しフレームレートは、収集時間が比較的長くなることの主な原因である。たとえば、利用できる最速の臨床用CBCTの収集時間は数秒であるが、2つの線源を搭載したMDCTシステムでは80ミリ秒である(Orthら, 2008)。

(110) シンチレータの残光または遅延時間の制御は不可能かもしれないが、読み出さなければならぬ画像のマトリックスサイズを小さくして、画像の転送速度を上げることはできる。これを達成するために一連のビニングモードが提供されている。各ビニングモードでは、マトリックスサイズを小さくして、読み出し時間を短縮するために、隣接する検出器行列をまとめて処理する。典型的ビニングモードでは 2×2 および 3×3 の画素がまとめられ、ストリーミングされるデータがそれぞれ4分の1から9分の1となる。このような平均化を行っても、CBCTの空間分解能はMDCTよりも高く、臨床的に必要な分解能を上回ることが多い。画像のノイズ、空間分解能および線量は相互に関連することから、使用者は許容可能な画質と空間分解能を決めなければならない。これらの選択が線量を決定することとなる。使用者は、画像ノイズを抑えて(たとえば、一部のシステムが提供している「高品質スキャンモード」などのモードを使用して管電流や投影数を増やす)MDCTと同等のノイズレベルを達成しようとするべきではない。これらのスキャンに伴う線量増加による不利益は、当面の臨床目的で必要とされる線量よりもはるかに高くなる可能性がある(BlaicknerとNeuwirth, 2013)。画像ノイズ、低いコントラスト分解能、空間分解能および線量などの、互いに相反する指標のトレードオフを考えると

表 6.2 利用できる撮影プロトコル、用途および典型的なプロトコル名の概要

1 回クリックするだけで、異なるプロトコルとなり、線量は大きく異なることとなる。線量の計算において患者位置決めおよびスキャンアークに加え、適切なプロトコルの選択が、使用者が決定する最も重大な要素である。

プロトコルの線量	プロトコルの空間分解能	投射数	領域	臨床適応	名称 (例)
低	低	少	腹部, 胸部	腎結石の除外, 機器/インプラントの位置の評価, 治療計画の作成	‘-’, ‘低品質’, ‘低線量’
中	高	少/中	頭蓋/骨	歯顎顔面の画像撮影, 骨構造の評価, 動脈造影	‘歯’, ‘骨’, ‘高分解能’
高	高	多	腹部, 頭部	軟部組織構造の評価, 頭蓋内出血, 静脈造影	‘+’, ‘CT 血管造影’, ‘高品質’

CT: コンピュータ断層撮影

き、スライス平均化、厚い多断面再構成、および比較的滑らかな再構成カーネルの使用などの後処理法を活用することが望ましい。

スキャンモード：事前に規定されたスキャンプロトコル

(111) MDCT の撮影では、臓器別のプロトコル（頭部一般等）や臨床応用別プロトコル（虫垂炎プロトコル等）の活用方法が確立されている。通常臨床で、膨大な種類のスキャンプロトコルが利用可能である。MDCT と同様に、多くの CBCT システムでも、検出器の設定、再構成カーネルおよびその他のスキャナパラメータから成る、事前に規定されたスキャンプロトコルが提供されている。しかし CBCT では、その活用方法が十分には確立されておらず、多くのプロトコルにはそれとなく「低品質」や「高品質」などの接頭語が付けられている。後者の表現は、基本的なプロトコルでは場合によっては適切な画質が得られないことを、明らかに示している（表 6.2）。良く知られていることだが、一般に、スキャンプロトコルの命名は、ある範囲内の、画質パラメータと線量の間にあるどうにもならない物理学的なトレードオフを意味している。高品質スキャンプロトコルでは通常、「高い」線量で「より良い」画質が得られる。このような単純な接頭語はしばしば、それによって生じる変化の大きさを偽って伝えることとなる。つまり高品質プロトコルでは、低品質または標準品質プロトコルに比べて線量が 6～10 倍高いこともある。CBCT において、どのスキャンモードまたはスキャンプロトコルを選択するかは、線量に影響する最も重大な要素の 1 つである（Kyriakou ら, 2008a）。骨、歯、腎結石、造影血管等の高コントラスト構造には、低線量スキャンプロトコルで十分なこともある。製造業者は、診断上の課題に応じた名称が付いたスキャンプロトコルを提供し始めている（た

例えば「骨」「腎結石」「頭蓋内出血の除外診断」または「頭蓋底」プロトコル)。小児のプロトコルにはそれ専用のセクションがあってしかるべきである。小児のプロトコルは、小児の身体部位の小さい直径を考慮するため、AECをもたないCBCT装置（たとえば、大半の歯顎顔面用CBCT装置）の場合に特に重要である。

(112) CBCT装置のユーザーインターフェースについても特に言及しておく必要がある。MDCT装置には一般的に備わっている、確認してバランスをとる仕組みがCBCT装置には欠けている。たとえば、大きく異なるが、名称が類似した2つのプロトコルがユーザーインターフェース上の近い位置にあったり、マウスの1回のクリックで照射される線量が10倍変化したりすることがある。これはMDCTとは実に対照的である。MDCTの場合、放射線を大きく増加させるためには、スキャンパラメータの意図的な複数の操作と、それらに対する確認作業を必要とする。使用者は、スキャンプロトコルの選択による影響を理解しなければならないが、それは画質に関してのみでなく、そのプロトコルがもたらす線量に関しても必要なことである。このことは、そのような影響がもたらばプロトコル名に（時として曖昧に）明示されているCBCTの場合、特に重要である。画像撮影に使用される用語はさまざま、そのため線量登録が難しくなっている。委員会は、画像プロトコルに使用される用語を標準化するよう勧告している。

スキャンモード：部分パネル

(113) パネルからの読み出し速度を早くするため、一般に、検出器の制御電子回路は、パネルの一部分のみからの読み出しを可能としている。この仕組みによって、必要に応じて、任意数の中央の行のデータを読み出すことができる。ほとんどのシステムは、ビームの有効な使用を保証する内蔵ハードウェアを持っているが、放射線防護の観点からすると、X線ビームが適切にコリメートされて、読み出される検出器部分にのみに照射されるべきである。

X線ビームを不要な身体部分に近づけない

(114) 撮影にあたって、照射野を、必要な身体部分のみに制限するのが適切である。撮影に必要な部位を含めることは、線量への影響のみならず、画像アーチファクトを著しく増大させる可能性がある。多くのCBCT装置では、FOVに制限があり、その直径は検査が行われる身体部位よりも小さい。照射領域外に上肢または下肢をおくことで、アーチファクトを著しく低減でき、不必要に高線量を用いることなく画質を向上させることができる。

手技中のCBCT画像取得を慎重に行うこと

(115) CBCT撮影によって術中の3D画像を容易に得ることができ、IVR術者や外科医の労力はわずかである。2Dの透視画像では、重なって見える構造物を分別する労力が必要だが、

このようなデータセットでは、術者はそのような労力から開放されるので、有用である。さらに、Cアームの角度をさまざまに変更して複数のデジタルサブトラクション血管造影を得る代わりに、1回のCBCT操作で済むことから、線量を節約することもできる。3D画像の取得は、貴重な臨床情報を提供し、2D画像撮影の必要性を減少させることが示されており、したがってCBCTを用いれば、手技あたりの線量を抑えることができる。このような便利さを考えれば、3D画像が容易に取得できるので、術者はCBCT装置に装備されている3D画像撮影機能を過剰に使用してしまうこととなるかもしれない。CBCTは、透視およびMDCTに比べて線量を低減できる可能性があるものの、その効果はCアームとその他の術中CBCT装置を用いた三次元的データ取得を過剰に使用することで相殺されてしまう可能性がある。三次元的データ取得は、当面の問題に対して透視では不十分なとき、明確な意図をもった臨床的問題解決のために慎重に利用されるべきである。

ビスマスシールド

(116) CBCTにおいて、眼、甲状腺、乳房またはその他の臓器に対するビスマスシールドは、慎重に使用する必要がある。CBCTの場合は、低アークスキャンの方が有効であり(6.2.2項)、ビスマスシールドを同時に使用してはならない。ビスマスシールドは、CBCT装置のAECと干渉しないようになっていれば、特定の状況下では有効と考えられる。使用する管電流に対してAECを調節した後にシールドを設置する場合は、FOV内にシールドが存在することによって画質が過度に低下しない限り、有効と考えられる(AAPM, 2012a)。AECを選択する前にビスマスシールドを設置した場合、この効果はAECによる電流の増加により完全に相殺されてしまう可能性がある。ビスマスシールドの使用についての問題は、MDCTとCBCTで類似しており、MDCTについて得られているガイドラインはCBCTにも適用できる。

再構成アルゴリズム

(117) 改良Feldkamp–Davis–Kress (FDK) アルゴリズムなど標準的なCBCT再構成アルゴリズムでは、ノイズレベルは管電流に比例する。ただし、MDCTにおいて一般的になりつつある画像フィルタリング、圧縮センシング、および反復再構成アルゴリズムは、このような照射線量と画質の間の直接的な関係を混乱させる可能性がある。現時点ではCBCT装置に対してそのような新規の再構成アルゴリズムは広く利用可能ではなく、実際にこれらをどのように使用すべきかという具体的なガイドラインを示すことはできない。多くの状況において、これらの特殊アルゴリズムの利用は画一的ではなく、使用者は複数のパラメータを組み合わせることができる。どのようなパーセンテージ係数で利用するかによって、特殊な再構成アルゴリズムが組み込まれる程度が決定され、従来のアルゴリズムの出力に付加されることとなる。この組み込みの程度を決定する係数の厳密な設定は、アルゴリズムと許容可能な画質に依存する

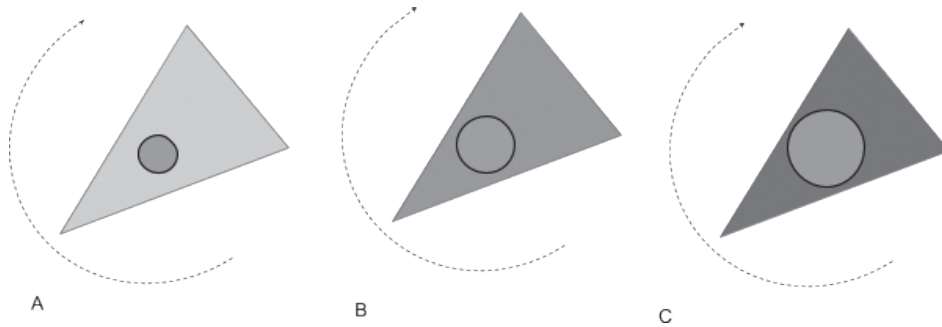


図 6.3 自動照射制御 (AEC) が患者の被ばくに与える影響についての定性的な図

AEC は画質を一定レベルに維持し、患者サイズのばらつきを調節する。AEC を用いた場合、線量に対する患者サイズの影響を示している。A は最小の患者直径を、C は最大の患者直径を、B は A と C の間を示している。放射線被ばくレベルは、ファンビームの灰色の濃さによって示している。患者が大きいくほど、放射線被ばくレベルは高くなる。

が、これからの経験によって発展させられなければならない。

6.2.3 患者固有の要因

ビーム内の身体部位の厚み

(118) さまざまな厚さの解剖学的構造に応じて、多くの CBCT 装置は AEC によって自動的に放射線照射量を調節している。この電気的なシステムは、受像器で発生する信号の程度を検出するセンサを有し、X 線発生装置を調節して照射条件（通常は管電流と、多くの場合に管電圧）を変化させ、各投影像の一定の質を担保する。ビーム内に厚みの大きな身体部位が含まれるとき、または（細身の患者に比べて）体厚のある患者を撮影するとき、装置は放射線照射量を自動的に増加させる。これによって同じ画質が得られるが、入射線量は高まる。

(119) MDCT の場合は、AEC によって角度的にも、また縦方向すなわち z 方向にも管電流を変化させることができる。角度によって変化させた結果、使用者が選択する一定の画質パラメータに応じて、前後方向の線量は左右方向の線量よりも低くなる。線量を z 軸方向にも変化させることによって、頭尾方向の mA 値が制御され、それにより胸部に比べ腹部骨盤の線量は増加する。CBCT の場合、ほとんどの画像取得はヘリカルモードではなくアキシャルモードで行われることから、管電流を角度によって変化させることは一層重要である。

(120) 一部の CBCT 装置には AEC は備わっていない。このような装置は、角度によって患者サイズに大きな違いは生じないという想定の下で動作するが、吸収線量は CBCT の回転中に著しく変化し得る (He ら, 2010)。この想定は、歯顎顔面や頭頸部の場合には正しいかもしれないが、今後さらに検討する必要がある。AEC を利用できない場合に、患者の体の大きさによって被ばくパラメータをどのように調節すべきかについて、ガイダンスが示されるべきである。

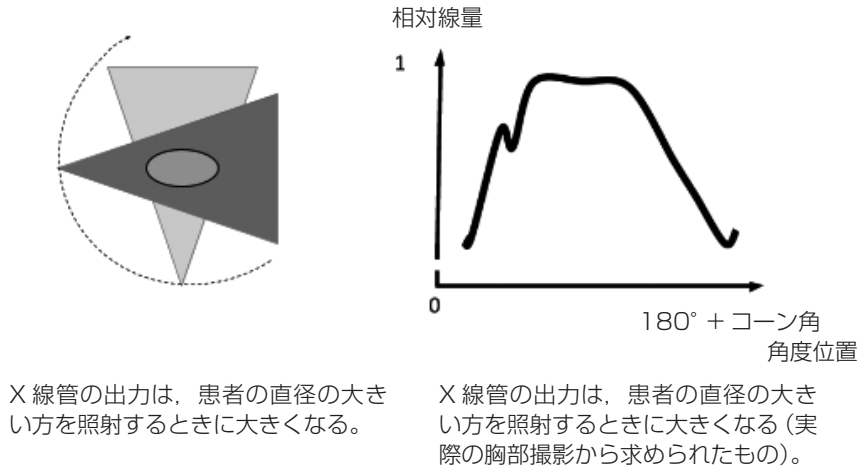


図 6.4 自動照射制御（AEC）により制御される X 線管出力に対する、面内の異なる角度位置で異なる患者直径の影響

患者直径が大きい角度では、AECによって被ばくは増加する。ここに示す X 線管の出力プロットは、実際の体幹部撮影から得られたものである（Rolf Kueres 提供）。

小児における CBCT の使用

(121) どのような照射設定（同じ X 線管の照射パラメータ設定、コリメーション、投影量等）においても、細身の患者は体の大きな患者に比べて受ける線量（質量あたりの吸収エネルギー）が高くなるが、体の大きな患者の方が吸収される放射線の割合は大きい（AAPM, 2011b）。これは、体が細いと減衰が小さく、そのため体組織を通る線量の幅が小さな患者（たとえば小児）では小さくなるためである。このことは、照射条件を身体のサイズに合わせて補正したり、AEC により制御したりしても同様である。特に体の大きい患者では、一般に、撮影する解剖学的構造の比較的浅層の部分で吸収される X 線ビームの割合が高い。言い換えれば、皮膚線量は中心線量に比べてはるかに大きい。比較的細身の患者では、この線量勾配は小さく、つまりは身体全体で線量が高いことを意味する。図 6.3 および図 6.4 は、AEC が身体サイズのばらつきを補正したときの、患者の体型と大きさの関数としての吸収線量を示している。したがって、照射条件が確実に必要以上にならないように、小児に対する放射線防護の最適化に特に注意を払うことが重要である。

患者線量指標のモニタリング

(122) 残念ながら、CBCT における患者線量のモニタリングの分野は、MDCT とくらべておこなわれている。CBCT では線量測定の詳細化がなされていない。また、CBCT における線量の測定と報告方法は製造業者によって異なっており、普遍的に採用されたものはない。ICRU Report 87 (2012) の勧告が、製造業者および臨床医に採用されるよう望まれる。CBCT にお

ける線量測定が標準化される可能性は高く、これによって将来的に、より一貫した患者線量報告が可能になると考えられる。患者線量を推定して報告する手段には、CBCT装置の製造業者と規制機関の協力が必要である。医用画像管理システム（PACS）に患者線量指標を格納して線量を報告する方法も、CBCTの使用が普及するに従い発展すべきものである。

(123) 最近のCT検査による皮膚傷害の症例を考えれば、過剰被ばくを回避するために、警報機能を用いることによって確認してバランスをとる仕組みを提供し、さらにローカルに定められている参考値と比較し、患者線量をあらかじめ制御する必要がある（Cadet, 2010; IAEA, 2010; AAPM, 2011c; NEMA, 2013）。製造業者はこれを容易にするため、適切な機能を組み込む必要がある。

6.2.4 従事者線量に影響する要素

(124) 臨床に用いられるCBCTシステムであれば、職業放射線被ばくは小さいと予想される。IVR室または手術室でCアームまたはその他のCBCT機器を使用する際、医師、検査技師およびその他の従事者は、遮蔽装置を用いて自身を防護可能である。大半の国々では各国の規制にしたがって、放射線業務従事者は放射線被ばく管理のための定期的な個人の線量モニタリング要件を遵守し、包括的な線量記録をつける必要がある。さらに、従事者はやむを得ない場合を除いて、CBCT撮影を行う際には透視室の放射線区域外にいないなければならない。

(125) ある研究では、60秒間のスキャンで測定された手術台から35 cm離れた場所での未遮蔽のCBCT被ばくは、0.26 mSvであるという（Dalyら, 2006）。Schulzら（2012）は、CBCTを用いた肝動脈塞栓術および胆道チューブ留置手技における眼の線量を測定し、28.0～79.3 μ Svであるという。一次線源はX線管であり、理想的には患者のみが一次X線ビームによって照射されるべきである。患者や装置の部品、および治療台によって散乱した放射線（いわゆる「二次放射線」または「散乱放射線」）が、従事者の主な放射線被ばく源である。X線管に最も近い患者側で放射線量率が高いという経験則は有益である。距離も重要な要素であり、臨床的な状況が許せば、従事者はX線源および患者から遠くに離れるべきである。造影剤の注入が必要な場合は、可能な限り自動注入器を使用すべきである。

遮蔽：鉛エプロン

(126) 透視またはCBCT撮影のため、Cアームを用いた診断およびIVR手技に参加する臨床スタッフは、組織・臓器への散乱X線を遮断するために防護用の鉛エプロン（さらにX線吸収材で裏打ちされている場合もある）を着用する（NCRP, 1995）。これらのエプロンの透過率は、X線のエネルギーとエプロンの鉛当量厚に依存する。散乱放射線の減衰が一次（入射）ビームと等しいと仮定した場合、これは安全域を提供するものとなる（NCRP, 2005）。

(127) 鉛エプロンは、X線室における個人の遮蔽に必須な器具であり、CBCTスキャン中

に室内にいるすべての従事者は鉛エプロンを着用しなければならない。鉛エプロンによって得られる防護レベルは、X線管に印加される電圧 (kV) の関数である X線のエネルギーに依存することに留意すべきである。X線ビームに入る患者の身体部位が厚いほど、透視システムで設定される kV は高くなる。kV が高い X線光子は透過能が高く、このことは、必要な減衰を得るためには厚い鉛を用いる必要があることを意味している。

(128) 細身の患者 (特に小児) に行う手技では、0.25 mm 鉛当量のエプロンで十分である。しかし、太った患者であって負荷が高い場合には、0.35 mm の鉛エプロンの方が適切と考えられる。0.25 mm 鉛当量の体に巻き付けるタイプのエプロンが理想的である。これは背面が 0.25 mm、前面が 0.5 mm の厚さになっている。ツーピースのスカート型エプロンは重量を分散するのに役立ち、腹部の前面 (たとえば子宮の位置レベル) では重なることから 1 mm の遮蔽が得られる。長時間のエプロン着用を必要とする従事者にとって、重いエプロンは問題かもしれない。長年これを着用していた従事者の間で、鉛エプロンの重量による脊椎の障害が報告されている (NCRP, 2010)。一部の新型エプロンは、鉛当量を維持しながら軽量化され、ストラップと肩のフラップを通じて重量が分散される設計になっている。

天吊り式のシールド

(129) IVR 室および心血管 IVR 室では、プラスチックやガラスに鉛を含有させた天井吊り式のスクリーンが非常に一般的である。しかし手術室ではこれらは通常用いられない。遮蔽スクリーンは 0.5 mm 以上の鉛当量をもつことから非常に有効であり、X線強度を 90%以上低減できる。手術室における職業被ばくの防護のための放射線遮蔽スクリーンの使用は、実務上の問題から比較的困難ではあるが、不可能というわけではない。製造業者は、臨床業務を妨げることなく職業被ばく防護に使用できる遮蔽スクリーンを開発すべきである。第 1 術者に加え、手術室の他の従事者も効率的に防護できるよう、複数のスクリーンが必要である。

取り付け型シールド

(130) 取り付け型シールドとして、寝台に取り付けられる、鉛を含有するゴムのフラップや、可動式台座に取り付けられる鉛ガラススクリーンなどがある。鉛を含有するゴムのフラップは、大半の IVR 室および心血管 IVR 室において非常に一般的であるが、手術室にはほとんどない。しかし、その使用は促進されるべきである。製造業者には、手術室における撮影に合わせ、取り外し可能なシールドフラップを開発するよう推奨する。通常 0.5 mm 鉛当量の鉛含有ゴムのフラップは、有効な減衰を実現するので、使用されるべきである。透視下 IVR では、寝台に取り付けられる鉛含有ゴムの覆布 (ドレープ) によって術者の足が防護されるが、CBCT スキャンではこれによって X線管/検出器 C アームの動きを妨げないように配置し直す必要があるかもしれない。

部屋の遮蔽

(131) 歯顎顔面の撮影に使用される CBCT システムに関する、部屋の遮蔽の要求事項は、スキャナの散乱線量に関する仕様および負荷に応じて、0.5～1.5 mm 鉛当量の幅がある (EC, 2012a)。ほとんどの場合、たいていの透視撮影装置および MDCT 装置と同様、受像器が一次ビーム全体を遮る。部屋の遮蔽は、従来の CT 装置と同様、散乱放射線に対するものである (Sutton ら, 2012)。しかし、遮蔽体は CBCT 装置の種類を問わず、従事者と公衆に対する線量を合理的に達成可能な限り低く保ち、もちろん、種々の設定において適用される既存の線量限度を下回るよう設計されるべきである。

鉛メガネ

(132) さまざまな種類の鉛メガネが利用可能であるが、これらは一般的なメガネに比べて重量がある。ふだんからメガネをかけている者用に、補正レンズを加えてオーダーできるメガネもある。従事者のメガネにクリップで止めることができる眼用のシールドや、はねよけとしても機能するフルフェイスシールドもある。鉛メガネには、横から入る放射線を低減するためのサイドシールドが付いているか、角度付きレンズを用いたラップアラウンド型設計であるべきである。身体のみでなく眼の防護具の使用が推奨される。

個人の防護とモニタリング

(133) 従事者の放射線防護の原則は *Publication 75* (ICRP, 1997) に記載され、*Publication 105* (ICRP, 2007c) の 113 項にも改めて記載されている。本節では、モニターすべき個人に関連する実践的なポイントと、どのような防護対策をとるべきかについて論じる。

(134) 電離放射線に被ばくする従事者のフィルム線量計、熱ルミネッセンス線量計、光刺激ルミネッセンスの線量計バッジ、またはその他の適切な装置を使用した個人モニタリングは、作業場における放射線防護の実践の有効性を確認するために用いられる。どの方法が最も適切かを判断するためには、放射線防護の専門家／医学物理士の助言を求めべきである。外部放射線被ばくに関する個人モニタリングプログラムの目的は、防護の最適化に関する情報を提供し、従事者の被ばくが、線量限度またはその所定の作業に予想されるレベルを超えなかったことを実証することにある (IAEA, 1999)。さらにこれは、被ばくを合理的に達成可能な限り低く保つための有効なプログラムの一部として、線量を最小限に抑える、作業場における変化と作業慣行を特定するためにも用いられる (NCRP, 2000; IAEA, 2004)。1990 年、委員会は従事者の線量限度を 20 mSv/年 (ある特定の 5 年間の平均であって、5 年間では 100 mSv) とし、さらに表 3.1 に示すその他の限度を勧告している。これらの限度は 2007 年勧告でも継続とされた (ICRP, 1991, 2007b)。とはいえ、線量を可能な限り低く抑えるために、あらゆる合理的な試みを用いるべきである。

(135) 委員会は、IVR部門はスタッフに2つの線量計を装着させるべきであるという方針を制定すべきであると勧告している (ICRP, 2000b)。大半の場合、エプロン内に装着した1台の線量計により、合理的な実効線量の推定値が得られる。鉛エプロンの上の襟元の高さに追加線量計を装着することで、(無防護の場合の) 甲状腺線量や、頭部や眼の水晶体など他の部分の線量指標が得られる。IVR手技に関わる者で放射線誘発性白内障の報告が増えていることから、眼の水晶体の線量のモニタリングが重要である (Ciraj-Bjelac ら, 2010; Vaňo ら, 2010)。近年、眼の水晶体の線量測定分野について盛んに研究されている。どの個人線量当量が適当か、これを眼の水晶体の線量のモニタリングにどのように使用できるかを明らかにし、さらに眼の水晶体の線量測定に線量計を開発するために、多くの研究が行われている (Domienik ら, 2011)。委員会は、実際の状況において眼の線量を確実に推定する方法を確立し、使用すべき、と勧告する。

(136) 全従事者をモニタリングするというような無駄を避けるため、職業被ばくモニタリングにリスクベースアプローチを採用すべきである。実際には稀にしか線量計が使われていないといった事例も多いことから、線量計は常時装着する必要があるという認識を高める必要がある。

(137) 多くの病院では依然として、個人線量計の未使用または不規則な使用が主な問題の1つである (Miller ら, 2010; Padovani ら, 2011)。防護サービス部門は、専門家としての助言を与え、必要なモニタリング規定があればそれを整備する必要がある (ICRP, 2007b)。個人モニタリングが不適切、不十分または実現不可能であった場合は、作業場のモニタリング結果、従事者の被ばくの部位および持続時間に関する情報を踏まえて従事者の職業被ばくを評価すべきである (IAEA, 1996)。個人モニタリングに加え作業場のモニタリングのための設備では、受動型または電子線量計 (たとえばCアーム装置に取り付けた線量計) を用いた間接法を使用し、個人線量計を常には使用しない者たちの職業被ばく線量の推定を可能にすべきである。能動型線量計は、放射線防護の教育および実践にとって貴重なものである。

6.3 CBCTの限界

6.3.1 検出器のダイナミックレンジと低いコントラスト分解能

(138) MDCT装置で使用される検出器システムと比べ、FPDのダイナミックレンジは低く、DQEも低い。たとえば、FPDベースのCBCTのコントラスト分解能は約10ハンスフィールド単位 (HU) であり、これはMDCTで利用できる1~3HUに比べて低い。したがって、低コントラスト構造の画像を必要とする用途 (たとえば頭部CTでの灰白質と白質の識別) における性能は、MDCT装置に比べてCBCT装置の方が不良である。

6.3.2 散 乱

(139) これらの装置の大きいFOVは、体積全体から散乱放射線が発生することを意味している。散乱線除去用グリッド(これはイメージング機構の効率をさらに下げると考えられる)は一般に使用されないことから、散乱によって画質は著しく低下する可能性がある。

6.3.3 時間分解能

(140) FPDは通常シンチレータとしてCsIを採用している。CsIは反応が遅いシンチレータであり、残光がある(すなわち、画像フレームレートが速いときに新しい画像の中に直前の画像の残像がみられる)。そのため、毎回の投影後から次の投影を記録するまでに十分な時間をとらなければならない。

6.3.4 アーチファクト

(141) CBCT画像には一般に、多かれ少なかれMDCTと同じタイプのアーチファクトがみられるが、その程度は異なっている。MDCTのアーチファクトの要約をBarrettおよびKeat(2004)が示している。CBCTではMDCTと比べ、特に高密度金属による金属アーチファクトおよびウィンドミル(風車)アーチファクトがおおむね少ない(Pauwelsら, 2013)。その一方で体動によるアーチファクトはCBCTのほうが目立つ。

(142) MDCTでは、患者がガントリを移動する間に1回転で取得されるスライス数は少なく、通常は4~64枚(一部のスキャナでは最大320枚)である。したがって、この間に取得されたスライスにのみ患者の体動が影響する。CBCTでは、1回の回転で取得した投影からデータセット全体を構築する。したがって、たとえ非常に短時間でも体動があった場合、体積データセットの全体に影響する。CBCTの回転速度はMDCTの約10~20倍遅い。したがってCBCTの方が体動アーチファクトに対して鋭敏である。

6.3.5 ハンスフィールド単位の一貫性

(143) ハンスフィールド単位(HU)系は、水の線減弱係数に基づいたものである。すべてのCT装置は製造販売業者および装置のモデル全体で一貫性を持たせるため、このHU系で医用画像を提供している。MDCT装置の毎日の校正には、HU校正のための水円柱のスキャンとビームハードニングの補正が組み込まれている。CBCT装置は通常、詳細な放射線計測量校正機能をもっておらず、生成されるHU値はMDCT装置のHU値に比べて変動が大きい。MDCTとは異なり、体輪郭によるトランケーション(一部切り詰め)アーチファクト、および再構成アルゴリズムの欠点によるカップリングアーチファクトが発生する。均質な水ファントムをスキャンしたとき、HU単位は断面全体で均一でなく、外縁部に向けて低下する(Kyriakouら, 2011)。

6.3.6 幾何学的な歪み

(144) 使用するガントリの種類によっては、CBCT装置はMDCT装置よりも幾何学的な歪みが生じやすい。たとえば、CBCT装置としてCアームを使用したとき、ガントリの重量がユニットを变形させ、イメージング機構のアイソセンタが適切でなくなる。これにより画質も低下する。さらに、CBCTガントリの多くのアライメントは柔軟性が大きいいため、衝突回避システムが必要であり、これによってスキヤンの複雑性が高まる可能性がある。

6.4 将来的な開発

(145) CBCTの分野では、関心を引く新たな機能を可能とすべく、さまざまな技術的開発が進んでおり、これらは画質と照射される放射線に影響することとなる。これらの機能はまだ開発の初期段階であり、また、現在のスキヤナシステムで、十分に完成した形での実装例はないことから、現段階では、その効果と応用に関する一般的なガイダンスを提供できるのみである。

6.4.1 新規のスキヤン軌道

(146) 断層画像の再構成には、少なくとも 180° + コーン角の回転からの投影データが必要である。そのため実際のCBCTの設計および操作にいくつかの制約がある。たとえばCアームシステムは、完全なスキヤン軌道を得るために手術室内に大きな空間を必要とし、空間が足りないとCアームCBCTのある種のスキヤンモードの使用が制限されることがある。偏心回転やイメージング機構の平行移動など、新しいスキヤン軌道は、これらの制約の一部を緩和し、スキヤンFOVの拡大に役立つと考えられる。このような比較的新しい、従来とは異なるスキヤン軌道により、検査対象に照射される線量の分布は、はるかに複雑になる。現在唯一販売されているロボットCBCTシステムが、この代替的な軌道を採用している。しかしその線量推定システムは、そのようなシステムを扱うように設計されたものではない。放射線防護の測定値は将来的に、このような従来とは異なる軌道、およびそれに伴う不均一な線量分布における要素を考慮したものである必要がある。

6.4.2 高度な被ばくの制御法

(147) 上述のとおり、AECはスキヤンパラメータを個々の患者の解剖学的構造およびその変動に合わせて調整する1つの手段である。通常AECは、検出器側で測定された放射線とX線管の照射設定の間のフィードバックループにより行われる。その最も単純な方法、検出器で測定される全放射線を一定に維持するよう管電流を変化させるものである。この補償機構は、患者サイズが一定の限度を上回ったときには機能しない可能性がある。あるkV設定で、患者

サイズが一定の限度を上回った場合、X線管は過熱や陽極の破損なしに、さらに高いmAで照射することができなくなる。光子束のそのような大きい変動に対して、電流の調節だけでは要求を満たせないとき、AECによってX線管電圧の設定を変化させるCBCT装置もある。CBCTでこのような機能が働くようにするために、製造業者は実験的に測定した相関曲線を用いて、1つの管電圧で測定された信号を、別の管電圧の対応する測定値に適合させている。これは明らかに経験的に導かれた近似的手法であり、MDCTでは珍しい手法である。現実には、単一エネルギーのスキャンの途中で管電圧が変化した場合、HU校正の正確性に影響を与える。

(148) 1回のスキャン中に管電圧が変化した場合、HUで定義されたCT値測定の不整合を考慮して、補正する必要がある。管電流と管電圧を変化させるAECでは、X線管のパラメータとファントム実験から実際の患者線量を推定することは、非常に煩雑である。この難しさは、異なるkV設定によって得られる信号が、製造業者に特有の情報であるという事実により、さらに複雑化する。このような仕組みの実装が一般になるにしたがって、従来にないAECシステムの利用を説明するため、線量測定分野におけるさらなる研究が必要となるだろう。

6.4.3 新規の再構成アルゴリズムと圧縮センシング

(149) MDCTでは、フィルタ補正逆投影法などの解析的な再構成アルゴリズムが主力である。このようなアルゴリズムは、ほぼすべてのCT装置で利用できるシングルパスの解法を実現する。おおむね高速で良い画質を得ることができるが、ノイズとアーチファクトを生じやすい。この10年間で新しいクラスの逐次近似再構成アルゴリズムが、さまざまな製造販売業者によりMDCTに導入されてきた。これらのアルゴリズムでは解析的アプローチを使用する代わりに、投影像と再構成画像との誤差を最小化しようとする試みである。通常、解が収束するには1～30回の反復が必要である。これらのアルゴリズムを使用すると、画質は向上し、ノイズとアーチファクトをより確実に最小限に抑えられる。主な欠点は、その複雑性に加え、計算速度が遅い点である。これらはおおむね高い画像解像度、低い線量、および金属アーチファクトの軽減と関連している。この手法は、関心領域を絞った再構成にも利用できる。

(150) 現在、CBCTの画像再構成には、逐次近似でなく、改良型FDKアルゴリズムが業界標準になっている。MDCTシステムの再構成アルゴリズムとして逐次近似再構成アルゴリズムが現在ポピュラーになってきているのと同様に、CBCTの再構成も改良型FDKから逐次近似法に移行していこう。これらの再構成法では、放射線と散乱線分布についての過去の知識を利用でき、また解剖学的構造の知識も活用できる。さらに、全体的に投影像と再構成像の間の誤差を最小限に抑えることもできる。CBCTでは同じ解剖学的部位を反復してスキャンする必要があることが多いので、このような機能は有用であろう（たとえば、急速投与された造影剤が血管から組織へと拡散していく様子を観察するなど）。反復スキャンのもう1つの例は、IVR器具（動脈瘤コイル等）の留置と位置確認のための血管造影IVRであろう。連続的に

観察される 3D 体積は比較的小さいことが多い。反復アルゴリズムはこのような要件により容易に対応可能で、そのための 3D または 4D 再構成に必要な投影数を最小限に抑えることができる。

(151) 関心体積または断層を再構成するためには、再構成の作業には、厳密に数学的な意味で最低限のデータポイント数が必要である。1 回の投影あたりの線量が一定である場合、この最低投影数が患者の全線量を決定する。対象物についてある特定の仮定が可能で、かつ投影像が等間隔であるべきという要件が緩ければ、Nyquist-Shannon の限界（再構成に必要な理論的に最低限のサンプリングレート）を超える条件で画像を再構成できる。このような方法は一般に「圧縮センシング」と呼ばれ、これにより、再構成に必要な入力投影数を減らすことで、線量を抑えることができる。投影が特定の角度方向からのみ取得される希少角度感知法 (Sparse angular sensing) は、圧縮センシングを用いた線量低減法の一つである。

(152) 逐次近似再構成法も圧縮センシングも、CBCT ではまだその応用が始まったばかりである。しかしこれらの新規の手法は、将来的には CBCT において画質とそれに関連する線量に大きく影響するであろう。使用者は、線量と画質の間に長らく確立されている関係性が、新規の逐次近似再構成アルゴリズムを用いたときに根本的に変化するかもしれないという点を認識しておく必要がある。

7. CBCT の特定の用途における線量管理

- IVR に CBCT を用いる者が、「高画質または高線量」スキャンではなく「低画質または低線量」スキャンを慎重に使用することで、患者の線量は大きく異なってくる。
- 放射線治療において、CBCT は以下のようなさまざまな治療段階で適切に使用されることになる：治療前に患者の体位と標的体積の位置を確認すること、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛体アライメントを評価すること、治療中および治療後に、患者の体位が治療中に継続的に安定していることを確認すること、などである。骨構造を対象とした治療前アライメントには、低線量 CBCT のプロトコルを用いるべきである。
- 初期の装置の多くは透視しか実施できなかったが、現在では CBCT も実施できるようになっている。CBCT によって得られる臨床情報は改善し、重なり合う構造物を分離することができるので、使用者は CBCT モードを多用したくなるかもしれない。しかし CBCT モードは慎重に使用すべきである。
- 整形外科における CBCT の正当な使用によって、特に透視のみでは不十分な状況で、骨折の位置の評価および骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の評価を補助することができる。したがって患者の線量管理に役立つ可能性がある。
- 泌尿器科では、石灰化した腎結石などの高コントラスト構造の画像撮影時には、低線量 CBCT のプロトコルを使用すべきである。
- 歯顎顔面用 CBCT スキャンは、他の画像診断のモダリティを検討した上で、その使用が正当化されるべきである。正当化された後は、診断情報を損なうことなく線量を最小限に抑えて撮像できるように、最適化される必要がある。

7.1 緒 言

(153) 防護の原則を扱った本報告の4章をすでに読んでいることが前提である。CBCT はさまざまな臨床用途に用いられている。本書の実践的有用性を最大限にするため、本節は設計についての考察より、CBCT を使用するさまざまな臨床用途に応じた構成としている。これは、用途がさまざまに異なっても、設計は非常に類似する傾向があるためである。たとえば IVR (神経、非血管、血管) で使用される C アームシステムは、整形外科または泌尿器科で使用されるものと、違いがあるといっても、ほんのわずかな違いしかない。ただし、用途別の放射線照射は、主に患者に関連する要素および使用に関連する要素のため、著しく異なる。本章

の末尾には、用途と密接な関係がある、CBCT の使用に関する実践的なヒントを示している。

(154) 本章ではまた、各臨床用途について典型的な CBCT の線量の範囲を示した、これまでに発表されたさまざまな研究を引用して要約したものである。絶対線量を示しており、臨床医はこれを合理的な出発点として使用できる。

(155) 線量の測定と数値化には、文献によって異なる方法が用いられていることは強調しておくべきであろう。多くの製造業者は、さまざまなスキャン条件およびプロトコルの下でのその装置の線量を簡潔に示している。そのようなデータはしばしば、規制当局による承認プロセスのために必要である。使用者は、これらの文書および線量データベースを参考にすることを推奨する。ただし、認可のために規制当局に提出された文書では、線量測定法および単位の標準化がなされていない。

(156) すでに発表されている研究および製造販売業者の資料から結論を導く際には（特に絶対線量値を比較するときは）注意を要する。測定法がさまざまであるので、比較には限界があることを念頭に置くべきである。CBCT に関する今後の文献では、5 章に述べ、さらに付属書 A に詳述しているものと類似した線量測定ガイドラインを用いることが期待される。そのような標準化および一貫した線量値提示により、異なる装置、プロトコルおよび撮影間での直接の比較が可能となる。同時に、すでに存在する PACS 画像から患者線量を後ろ向きに検索し確認できるようにするために、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) による CBCT の線量報告に関する標準化が必要である。

7.2 放射線治療における CBCT

(157) 放射線治療における CBCT の第一の役割は、患者の位置と標的体積位置の治療前の確認である。最も多いワークフローのパターンは、患者を治療台上に寝させ、壁に取り付けたレーザーで治療のためのおおよその位置決めを行い、CBCT 画像に基づいて正確な位置決めを行うというものである。患者の位置補正に加え、脊椎の屈曲や軟部組織の解剖学的変化などの非剛性のアライメントの変化についても確認する。患者の位置が、放射線治療中に一定であることを確認するため、CBCT 画像を治療中または治療後にも取得することがある。CBCT は、一連の治療の前に行われる治療シミュレーションにも使用できる。

(158) ほとんどの放射線治療センターでは、ガントリに搭載された kV CBCT を使用しており、線源として X 線管を、検出器として非晶質シリコンのフラットパネルイメージャを用いている (Jaffray ら, 1999)。典型的なエネルギーは 80 ~ 125 kVp で、典型的な吸収線量は 1 ~ 40 mGy である。あまり一般的でないモダリティだが、MV CBCT では X 線源として医用加速器とさらにポータルイメージング FPD を使用する (Pouliot ら, 2005)。MV CBCT では通常 6 MV 以下のエネルギーを用い、典型的な吸収線量は 20 ~ 100 mGy である。kV CBCT と比べ

MV CBCTにより生成された画像は、高い光子エネルギーでの光電吸収がないことから、軟部組織のコントラストが概して低い。ただし確かにこのシステムにはいくつかのメリットがある。たとえば画像撮影と治療アイソセンタの幾何学的アライメントが良好で、体の大きい患者や金属補綴物が使用されている患者の画像撮影も良好に可能である。

(159) どのような撮影技術を選択するかは、治療部位と治療目的による。頭蓋または頭頸部を標的とする場合、治療部位は骨の解剖学的構造のアライメントによって適切に決定される。したがって、低線量 CBCT が適切である。同様に、埋め込まれた基準マーカを用いて治療標的の位置を調整できる場合も、低線量の方法が正当とされる。この場合、CBCTによる正確な位置決めを、照射組織内で 10 mGy 未満の吸収線量で行うことができる。ただし、骨盤および腹部における正確な位置決めには、軟部組織を区別する必要がある場合がある。この場合、画像撮影に使用される光子数は増えるので、10～40 mGy の吸収線量での撮影が必要になる。

(160) CBCTによる撮影範囲内の組織の全吸収線量は、放射線治療による線量と比べて小さい(表 7.1)。治療線量は病変部位に集中されるのに対して、CBCT撮影線量は撮像体積全体にわたる。CBCTはその他の治療前画像診断のモダリティと比べ、MVポートフィルム以下の線量で優れた設定精度の照射を可能とする(Korremanら, 2010)が、直交平面のkV X線撮影(Kryら, 2005)や、光学的イメージングまたは超音波などの電離放射線を使わない方法よりも線量が多い。さらに、放射線が直接照射される部分では、コンプトン散乱を生じ、治療部位の周辺の線量が増加することを覚えておく必要がある。散乱線量の大きさは、治療部位からの距離に依存し、標的部位の最大線量(d_{\max})の約0.05%～0.5%の範囲にある。 d_{\max} での線量が100%とされるわけだが、これは組織を透過するにつれて減少する。主に組織による吸収によって減少するのである。

7.2.1 放射線治療における撮影線量の説明

(161) 放射線治療においてX線撮影を使用する場合、患者は画像撮影と治療の両方から放射線を受ける。CBCT撮影では、特に毎日行われる場合には累積線量が増えることになり、患者の治療において考慮されるべきである。したがって、組織反応(確定的影響)に関するしきい値が低い感受性臓器を避けるために、CBCT撮影が毎日実施されるべきであるのかどうか、患者ごとに検討されるべきであり、また放射線感受性がさらに高い小児患者についても同様である。

(162) 第一世代のリニアックに搭載されているkV CBCTシステムでは、撮影線量は治療のための目標線量の2%以上を占める可能性がある(Amerら, 2007; Dingら, 2008; DingとCoffey, 2009)。しかし現在では線量は低下の傾向にあり、第二世代のシステムではkV CBCTにおいてかなりの線量低減を達成している(DingとMunro, 2013)。撮影線量が治療のための線量のかかなりの部分を占める場合には(ICRU, 2010)、治療線量に反映される必要がある。

表 7.1 放射線治療において用いられるコーンビーム CT (CBCT) の線量

記載している数値は 1 回の CBCT 画像取得に関するものであり、総線量を計算するためには実施した CBCT 撮影数を乗じる必要がある。

手 技	報告値	測定法	参考文献
MV CBCT			
頭頸部	50 ~ 150 mGy	アイソセンタでの吸収線量	Pouliotら, 2005
MV CBCT			
頭頸部	60 ~ 73 mGy	TLD, 円筒状および人体形状ファントムにおけるフィルムおよびイオンチャンバ測定	Gayouら, 2007
骨盤	99 ~ 121 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	1 ~ 17 mGy	CTDI _w	Songら, 2008
胸部	11 ~ 18 mGy		
骨盤	24 ~ 54 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	36.6 mGy	CTDI _w 実効線量, 女性ファントムにおける TLD, 眼の水晶体の吸収線量	Chengら, 2011
骨盤	29.4 mGy		
頭頸部	1.7 mSv		
骨盤	8.2 mSv		
頭頸部	3.8 mGy (新規プロトコル) 59.4 mGy (以前のプロトコル)		
kV CBCT			
頭頸部	2.1 ~ 10.3 mSv	実効線量, 女性ファントムにおける TLD	Kanら, 2008
胸部	5.2 ~ 23.6 mSv		
骨盤	4.9 ~ 22.7 mSv	照射部位での平均皮膚線量, 女性ファントムにおける TLD	
頭頸部	13 ~ 67 mGy		
胸部	14 ~ 64 mGy		
骨盤	12 ~ 54 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	7 ± 0.5 mGy (シミュレータで)	平均吸収線量, 人体形状ファントムにおける TLD 測定値	Stockら, 2012
骨盤	1 ± 0.05 mGy (リニアックで)		
	12 ± 3 mGy (リニアックで)		
	36 ± 12 mGy (リニアックで)		
kV CBCT			
胸部	脊髄: 8 ~ 22 mGy 左肺: 12 ~ 29 mGy 右肺: 16 ~ 40 mGy 心臓: 17 ~ 30 mGy 胴体: 12 ~ 31 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Speziら, 2012
kV CBCT			
頭頸部	脊髄: 1.3 ~ 1.7 mGy 下顎骨: 4.5 ~ 8.3 mGy 右耳下: 0.3 ~ 2.7 mGy 左耳下: 0.5 ~ 2.7 mGy 左眼: 0.1 ~ 1.8 mGy 右眼: 0.1 ~ 1.8 mGy 口腔: 1.7 ~ 3.8 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Speziら, 2012

表 7.1 放射線治療において用いられるコーンビーム CT (CBCT) の線量 (続)

手 技	報告値	測定法	参考文献
	体部：1.0 ~ 2.3 mGy 脳幹：0.3 ~ 1.5 mGy 喉頭：2.6 ~ 2.8 mGy		
kV CBCT			
骨盤	直腸：11 ~ 21 mGy 左大腿骨骨頭：20 ~ 47 mGy 右大腿骨骨頭：25 ~ 62 mGy 胴体：11 ~ 33 mGy	モンテカルロシミュレーションからの吸収線量	Speziら, 2012
kV CBCT			
胸郭	0.9 ~ 21 mGy	吸収線量, 胸部ファントムにおける TLD 吸収線量	Shahら, 2012
MVCT			
胸郭 (非 CBCT)	0.3 ~ 9 mGy		
kV CBCT			
骨盤	18 ~ 51 mGy	吸収線量, 骨盤ファントムにおける TLD 吸収線量	Shahら, 2012
MV CBCT			
骨盤	0.9 ~ 8.0 mGy		
kV CBCT			
骨盤	25 ~ 40 mGy	吸収線量, ラジオフォトルミネッセンスガラス線量計による IMRT ファントム測定	Kounoら, 2013
MV CBCT			
骨盤	40 ~ 80 mGy		
kV CBCT			
骨盤	1 ~ 7 mGy		
MV CBCT			
頭部	30 ~ 50 mGy		
トモセラピー			
骨盤	13 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	19 mGy	ガラス線量計を用いたカスタムメイドファントムの中心での一次吸収線量	Kimら, 2013
胸部	51 mGy		
骨盤	167 mGy		
kV CBCT			
頭頸部	0.2 ~ 7 mGy	ガラス線量計を用いたカスタムメイドファントムの中心での二次吸収線量 (アイソセンタから 20 ~ 50 cm)	Kimら, 2013
骨盤	0.03 ~ 0.7 mGy		
kV CBCT			
胸郭			
標準低線量	5.0 ± 0.3 mSv	実効線量, 女性ファントムにおけるラジオクロミックフィルム, モンテカルロシミュレーション	Alvaradoら, 2013
低 mAs	2.4 ± 0.2 mSv		
低回転	1.2 ± 0.3 mSv		
	1.2 ± 0.3 mSv		

CTDI_w: 加重 CT 線量指標, IMRT: 強度変調放射線治療, TLD: 熱ルミネッセンス線量計, MVCT: メガボルト CT

たとえば、撮影線量を治療線量に含むように調節できる。より高度な方法は、放射線治療計画システムにおいて、患者ごとにCBCT線量計算を行うことである (Alaei ら, 2010)。この手法を利用できるのであれば、撮影線量と放射線治療線量を組み合わせた患者臓器線量を三次元的に最適化し、患者の全放射線被ばくのさらに正確な推定値を得ることができる。

(163) 以上のように、放射線腫瘍学におけるCBCTの利用は、ほとんどの場合、治療標的および決定臓器の正確な輪郭描出およびアライメントが臨床医の主たる目的である。CBCTによる線量は、撮影線量と比べて1桁から2桁大きい治療線量との関連の中で検討されるべきである。たとえば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択すべきである。CBCT線量が累積して無視できないレベルまで加算された状況では、これを全体的な線量スケジュールに反映させ、治療線量から差し引くこともできる。

(164) たとえば骨構造のアライメントには低線量の手法を用いるなど、撮影技術は治療目標に合わせて選択すべきである。

7.3 脳神経 IVR

(165) CBCTのCアームを用いた手技中に用いるCTは、診断と治療の双方に有用であることが確認されている。CアームCTでは、透視と血管造影の両方に使用されるものと同じイメージング機構が、断層画像の再構成に必要な投影データの収集にも用いられる。

(166) CBCTは、脳神経IVRでは頭蓋内出血における3D血管造影像の取得に利用され、また椎体形成術中にも使用される (Psychogios ら, 2010)。CBCTは、動脈瘤内コイルの複雑な3Dの位置決めガイドにも用いられることがある (Levitt ら, 2011)。一部のシステムでは、透視像に3D画像を重ねることができる (Racadio ら, 2007)。CBCTを用いたCT灌流画像 (CT perfusion) のデータによって血液量マップを作成することもできる (Fiorella ら, 2014)。

(167) 製造業者が上記の用途のため、高品質のプロトコルと低品質のプロトコルを提供していることがある。造影血管や骨など高コントラスト構造には通常、低品質のスキャンプロトコル (一般に少ない投影数を用いる) で十分である。さらにIVRに用いられる器具の位置も低線量スキャンで評価できる。頭蓋内の実質やくも膜下出血の評価など、軟部組織の検査には、高品質の画像プロトコルが推奨される。

(168) ファントムを用いた脳神経IVRCTの画質については、線量との関係と共に、Fahrig ら (2006) により記載されている。(2006)。

(169) 多くの脳神経IVR撮影では、放射線感受性の高い甲状腺および眼の水晶体がFOV内に入る。これらの臓器に対する線量を最小限に抑えるため、使用者は一部のMDCT装置のみで利用可能なCBCT機能をアドオン機能として利用することができる。 $180^\circ + \varphi$ (φ はX線管のコーン角) の角度で取得されるCBCT投影は、画像再構成に十分である。 $180^\circ + \varphi$ 回転

アークの開始位置によるのだが、眼および甲状腺の被ばくの大きな低下を、「管球を下とする (tube under)」スキャンアークによって実現できる。甲状腺の遮蔽により (スキャン FOV に含まれないとき)、中等度の線量低減が可能である (Daly ら, 2006)。

(170) 脳神経 IVR を実施する者は、以下を行うことで CBCT による被ばく線量への影響を大きく左右することができる：

- 「高線量」による軟部組織スキャンが必要か否かを判断する。これは、診断のための撮影において、頭蓋内出血の除外診断または軟部組織の評価のために必要なことがある。造影剤を使用した血管造影の場合、血管の画像化には、高コントラスト構造のための「低線量」スキャンで十分である。低線量スキャンは、コイル、クリップおよび OnyxTM など高コントラストの IVR に用いる材料の位置決めのためにも十分である。低線量と高線量のどちらを選択するかで、照射される線量は著しく異なると考えられる (表 7.2)。
- 「管球を下とする (tube under)」スキャンを用いる。つまり、実際に可能な限り、甲状腺や眼など放射線感受性の高い臓器から離れた身体の反対部位に、X 線管を大部分の時間おくようにする。これにより、画質や検査の診断能に大きな影響を及ぼさずに放射線感受性の高い臓器の被ばく線量が減少する。

7.3.1 神経放射線手技における CBCT による従事者線量

(171) 従事者は、X 線源から十分な距離をとることで放射線被ばくを劇的に低減でき、さらに可能な限り遮蔽器具を使用すべきである。たとえば典型的な手技中の CBCT 撮影による、遮蔽なしでの室内の実効線量 (アイソセンタに 10 mGy) は、アイソセンタから 2 m 離れたとき 0.005 mSv 未満となる (Daly ら, 2006)。Nottmeier ら (2013) は、検討した O アーム周辺のさまざまな場所に置いたバッジ計で、線量は 0 ~ 1.8 mGy·spin⁻¹ であったと報告している。

(172) CBCT 中、患者の状態が許せば、従事者は部屋の外にいるべきである。

7.4 血管 IVR

(173) 血管 IVR には次のようなさまざまな手技が含まれる：末梢動脈疾患における血管形成術、(開窓型 / 分枝型デバイスを用いた) 動脈瘤修復、急性出血のコントロールのための血管塞栓術、動静脈奇形の治療、および腫瘍塞栓術 [なにも併用しないもの (子宮筋腫塞栓術等)、化学療法を併用するもの (多くの肝腫瘍の化学塞栓術等) または放射性粒子 (選択的体内放射線療法等) を併用するもの]。IVR の他の例として、大静脈フィルタなどの血管内デバイスの留置、経頸静脈性肝内門脈大循環短絡術 (TIPSS)、経カテーテル的血栓溶解術などがある。CBCT は、3D ロードマッピングのための血管構造の断層像取得に用いることができる。また CBCT は、投影撮影のみでは相対的な位置や方向を十分に確認できないときに、IVR のための

表 7.2 脳神経 IVR におけるコーンビーム CT (CBCT) の線量

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
頭部	2 ~ 37 mGy 1.2 mSv	臓器吸収線量 実効線量, 人体形状ファントムにお けるフォトダイオード	Koyamaら, 2010
脳神経 IVR (軟部組織/出血の除外)	40 ~ 48 mGy	改良 CTDI (小容積電離箱)	Fahrigら, 2006
脳神経 IVR (軟部組織/出血の除外)	75 mGy	改良 CTDI (250 mm 長の電離箱)	Kyriakouら, 2008a
頭頸部 IVR 頭頸部の軟部組織	10 mGy	改良 CTDI (カスタマイズした 16 cm 円筒状頭部ファントムを使用)	Dalyら, 2006
脳神経 IVR (血管造影, 動脈内造影 剤注入)	9 mGy	改良 CTDI (250 mm 長の電離箱)	Kyriakouら, 2008a
脊椎 胸部の骨の可視化	1.8 mGy	CTDI ファントム (頭部/胴体) およ びその他ファントム (腹部/胸部), 小容積電離箱を用いた改良 CTDI	Schaferら, 2011
腰部の骨の可視化	3.2 mGy		
胸部軟部組織の可視化	4.3 mGy		
胸腰椎 体格の小さい患者の設定	3.2 mSv	長さ線量積に基づく換算係数を用い た, 胸腰椎モデルからの実効線量	Langeら, 2013
体格の大きい患者の設定	8.1 mSv		
脳神経 IVR 高線量の設定	32 mGy (脳線量)	成人の標準人体形状ファントムの数 学的モデル	Sanchezら, 2014

CTDI: CT 線量指標

器具とその周辺の解剖学的構造の空間的な関係を確認するのも役立つ。手術前 (たとえば経カテーテル的大動脈弁植込み術) の計画や, イメージガイドやナビゲーションにおける CBCT の使用も増えている [たとえば心房細動のカテーテルアブレーションや TIPSS 等 (Adamus ら, 2009)]。比較的新型の装置では, 透視像に重ねることができる 3D 血管ロードマップの取得が可能なものもある。造影剤の動脈内または静脈内投与のどちらも用いられる。今後 CBCT は, 血管 IVR においてさらに大きな役割を果たしていくものと予想される。

(174) 血管 IVR における CBCT の使用者は, 高コントラストな物体 (ステント, コイル, ガイドワイヤー, 高濃度の血管内ヨード造影剤) を描出する際には十分な画質を得ながら低線量を用いるプロトコル, 低コントラストの物体 (軟部組織または低濃度の実質内のヨード造影剤) を描出する際には比較的高線量を用いるプロトコルを適切に利用することで, 患者の被ば

く線量に大きな影響を与えることができる（表 7.3）。

7.4.1 血管 IVR における従事者被ばく線量

(175) Paul ら (2013b) は、ボリウムイメージングを用いたとき、IVR の術者の両手および左ひざの線量は、助手を務める医師の被ばく線量よりも高いことを明らかにした。IVR の術者が受けた平均被ばく線量は 0.01 mGy（遮蔽された甲状腺、胸部および生殖腺）から 0.37 mGy（左指）の範囲にあった。一方で、助手の医師が受けた平均被ばく線量は 0.01 mGy（遮蔽された甲状腺、胸部および生殖腺）から 0.08 mGy（左右の眼）の範囲にあった。IVR の術者の眼の平均被ばく線量は 0.11 mGy であった。CBCT の使用に伴う被ばく線量は、カテーテルを用いた血管造影およびデジタルサブトラクション血管造影に比べて高かった。ガイド下の穿刺針を用いる IVR では、フリーハンドの術者の手指部の被ばく線量は 20～603 μ Sv であった。レーザーガイドのみを使用したとき、またはこれとニードルホルダーを併用したとき、手指の被ばく線量は 1 回の手技あたり 36 μ Sv（5～82 μ Sv）未満となった（Kroes ら, 2013）。腹部 CBCT および肝臓の血管造影で追加的に受ける従事者被ばく線量を、表 7.4 に示す。

(176) CBCT 撮影中、臨床的に可能であれば、従事者は部屋の外にいるべきである。造影剤の投与には、可能な限り自動注入器を用いるべきである。CBCT 照射中に室内に残る従事者は、固定式または可動式シールドにより防護されるべきである。

7.5 非血管 IVR

(177) 非血管 IVR には以下の手技が含まれる：椎体形成術（椎体骨折、骨粗鬆症または転移の治療）、膿瘍や液体貯留のドレナージ、画像ガイド下生検、経皮経肝の胆管ドレナージ（PTCD）および腫瘍焼灼（たとえば肝腫瘍マイクロ波焼灼療法）（Wallace ら, 2008）である。これらの手技は現在、透視ガイド下または MDCT ガイド下で行われているが、C アーム CBCT はその両方のメリットを持つため一般的になりつつある（Orth ら, 2008）。最新の C アームシステムでは、術中の道具のガイドには主要なモダリティとして透視を用い、術前の経皮的挿入の計画立案には CBCT を用いることが可能になっている。手技中の質的管理のために反復的に CBCT が用いられることがあるが、使用者は、手技中に取得する CBCT 撮影回数を最小限に抑えるべきである。

(178) 非血管 IVR における CBCT の使用者は、以下により患者に照射される線量への影響を大きく左右することができる。

- 「高線量」スキャンと「低線量」スキャンを適切に選択する。
- CBCT モードを慎重に用い、できる限り透視モードによる。

(179) 表 7.5 には、非血管 IVR における患者被ばく線量の概要を示している。被ばく線

表 7.3 コーンビーム CT (CBCT) を用いた血管 IVR における線量

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
心臓血管造影	中央値: 2.4 Gy·cm ² (範囲: 0.35 ~ 42 Gy·cm ²)	756 例の小児患者 (0 ~ 19 歳) サンプルの KAP	Corredoiraら, 2015
開窓型 / 分枝型デバイスを用いた血管内動脈瘤治療			
術前	0.27 Gy	皮膚線量	Dijkstraら, 2011
術後	0.55 Gy		
カテーテルアブレーション (CBCT 部分)	7.9 ± 0.6 mSv	総 KAP から求めた実効線量	Ejimaら, 2010
カテーテルアブレーション (CBCT 部分)	5.5 ± 1.4 mSv* 6.6 ± 1.8 mSv [†]	シミュレーションによる実効線量	Wielandtsら, 2010
肝臓 (肝動脈塞栓術での)	8.2 ± 1.4 mSv (男性) および 5.6 ± 1.2 mSv (女性)	男女の人体形状ファントムの KAP からの実効線量	Tyanら, 2013
	61 Gy·cm ² (男性) および 52 Gy·cm ² (女性)	125 例の患者からの KAP	
	11.5 ± 2.3 mSv (男性) および 11.3 ± 3.0 mSv (女性)	人体形状ファントムに基づき換算係数を用いた, 患者の KAP に対応する実効線量	
肝動脈塞栓術	75 ~ 175 mGy 16 ~ 52 Gy·cm ²	皮膚入射線量 126 回の手技の KAP の週及的解析	Paulら, 2013a,b

表 7.3 コーンビーム CT (CBCT) を用いた血管 IVR における線量 (続)

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
腹部 CBCT 撮影	2 ~ 37 mGy 4 ~ 5 mSv	臓器吸収線量 実効線量, 人体形状ファントムにおけるフ ォトダイオード	Koyamaら, 2010
腹部 CBCT	2.1 ~ 4.2 mSv	「小型」人体形状ファントムおよびモンテカ ルロシミュレーションを用いた実効線量	Suzukiら, 2011
肝動脈塞栓術	238 mGy	皮膚入射線量, 検査プロトコルからの読み出し	Schulzら, 2012

KAP : カーマ面積積

* *Publication 60* の加重係数を使用 (ICRP, 1991)

† *Publication 103* の加重係数を使用 (ICRP, 2007b)

表 7.4 コーンビーム CT (CBCT) を用いた血管 IVR における従事者線量

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
腹部 CBCT	眼のレベル：	デジタル線量率計	Schulzら, 2012
	1 回転あたり 8 秒：28.0 μ Sv		
	1 回転あたり 20 秒：79.3 μ Sv		
肝血管造影	2 回転あたり 5 秒：32.5 μ Sv		
	大きい有効視野：37.6 μ Sv		
	眼のレベル：1 回の手技あたり 28 ~ 79 μ Sv		

量は、診断目的および照射設定に応じて著しく異なる。いくつかのファントムを用いた研究では、測定された実効線量は数 mSv であった。その他さまざまな線量が報告されている。報告された CTDI 値はおおむね数 mGy であったが、一部の測定では 20 mGy を超える。皮膚および眼レベルでは、数百 mGy に至る被ばく線量が報告されている。

7.5.1 非血管 IVR における従事者被ばく線量

(180) 特定の手技では IVR の術者は一定の被ばくを避けられない。たとえば PTCO やその他の胆汁ドレナージ手技では、片方のまたは両方の手指が照射野のごく近くに来ることが多い。これらの手技では短時間、手指が照射野内に入らざるを得ない場合もある（特に肝左葉の穿刺等）。臨床医は、このような少ないが反復される可能性のある被ばくについて熟知しておく必要がある。長時間の手技では、指の線量が数 mSv を超えることもある。防護手袋を着用することで手指の被ばくが抑えられるが、手袋を着用した手指が一次ビーム内にある場合、医師と患者の線量は増大する。可能な限り、照射野内で針とプローブを扱うための補助機器を使用すべきである。IVR 手技による従事者線量の例を 7.4.1 項に示した。血管および非血管 IVR における線量は同程度である。

7.6 整形外科／外科的手術

(181) 整形外科的または外傷の手術において、CBCT は主に骨の解剖学的構造に対する骨折とインプラントの位置を確認するために（特に、骨の解剖学的構造に対するインプラントの位置の明確化に透視のみでは不十分な場合）用いられる（表 7.6）。たとえば透視のみでは、関節面に対するねじの重要な位置関係が不明なままであることがある。CBCT はこの位置関係の明確化に役立つと考えられる。また CBCT は、脊髄神経など重要構造のごく近傍で IVR が行われる脊椎手術においても、非常に役立つ。CBCT データセットは、手技中のインプラントの位置確認や、術中ナビゲーションのためのデータセット取得にも用いられる。四肢専用の

表 7.5 コーンビーム CT (CBCT) を用いた非血管 IVR における線量

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
腰椎 (骨のプロトコル)	3.7 mGy	改良 CTDI*	Schaferら, 2011
胸椎 (骨のプロトコル)	1.9 mGy		
腰椎, 低分解能 (軟部組織のプロトコル)	6.0 mGy		
腰椎, 高分解能 (軟部組織のプロトコル)	12.5 mGy		
胸椎 (軟部組織のプロトコル)	4.6 mGy		
CBCT ガイド下の胸椎椎体形成術	11.5 mGy (手技全体の線量)		
CBCT ガイド下の腰椎椎体形成術	23 mGy		
腎生検	44.0 Gy·cm ²	平均 KAP	Braakら, 2012
胆管留置 (PTCD)	413 mGy	皮膚入射線量	Schulzら, 2012
胆管のプロトコル	4.2 ~ 8.4 mSv	実効線量, MOSFET 検出器で女性の人体形状ファントムで測定	Kimら, 2011
ファントム試験	頭部: 1.2 mSv 胸部: 7.3 mSv 腹部: 7.5 mSv	人体形状ファントムにおける TLD	Baiら, 2011
頭部	4.4 ~ 5.4 mSv (眼の水晶体の吸収線量: 44 ~ 174 mGy)	実効線量, 人体形状ファントムにおける TLD	Kwokら, 2013
腹部	15 ~ 37 mSv		

CTDI: CT 線量指標, KAP: カーマ面積積, TLD: 熱ルミネセンス線量計, PTCD: 経皮経肝的胆管ドレナージ

*CTDI (頭部/全身) および楕円形の (腹部/胸部) ファントムを用い, 小容積電離箱で中心と 4 つの周辺点を測定。

表 7.6 コーンビーム CT (CBCT) を用いた整形外科/外科 IVR における線量
表 7.5 における特定の値も適用可能である。

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
四肢の撮影	6.4 ~ 15 mGy	CTDI ファントム, 小容積電離箱, アイソセンタで測定	Zbijewskiら, 2011
CBCT 手関節撮影	1.7 ~ 2.2 mGy	CTDI	Ramdhian-Wihlmら, 2012
手指骨折の検査	0.8 mSv	吸収線量, 人体形状ファントムにおける TLD を用いた前試験から求めた	Faccioliら, 2010
手関節および橈骨遠位端のボリュームスキャン	133 mGy・cm 0.11 mSv	長さ線量積, 長さ線量積から求めた実効線量	Reichardtら, 2008

CTDI: CT 線量指標, TLD: 熱ルミネッセンス線量計

CBCT システムは, IVR などで使用されるその他の CBCT システムと同じ原理に基づいており, C アームがもっとも一般的なプラットフォームである。四肢および脊椎固定術には, もう 1 つのシステム (O アーム) が一般的になりつつある。O アームシステムは, CT ガントリベースの設計の利点と C アームベースの設計の柔軟性を組み合わせたものである。基本的にはテレスコープ式のガントリを備えた C アームシステムであり, CT とするためにこれを延長してリングを完成させ O アームとしたのである。したがってこのガントリは, 標準 C アームとして機能したり, または O リングを完成させてシステムを CT のようにガントリにし, FPD と X 線管が自由に回転できるようにしたりもできる。通常 CBCT 撮影は, 術中に腹臥位または背臥位で行われる。加重状態の膝の画像撮影のための立位, および上肢/下肢を伸長させた座位 (Zbijewski ら, 2011) によるものも報告されている (Tuominen ら, 2013)。

7.7 泌尿器科

(182) C アームを用いた CBCT により, 泌尿器科の手術室で断層撮影を行うこともできる。泌尿器科手技では標準的なパルス透視のほか, 術中の 3D 再構成を行うことができる。さまざまな操作モードが利用可能である。高コントラスト構造を撮影する際は, 低線量プロトコルが適切であろう。たとえば, 経皮的腎結石摘出術中に, 石灰化結石やその他の石灰化構造を撮影する際, 画像のノイズは高いが腎結石を視認できるので, 低線量プロトコルを使用すべきである。尿路と集合管への造影剤の逆流を CBCT で撮影する際も, 同じ推論が当てはまる (Roy ら, 2012; Michel ら, 2014)。

(183) 使用者は, 低線量プロトコルを使用すべきであり, 腎結石, 骨盤内の石灰化, 金属器具, および造影剤された尿路系の検出には十分である。

表 7.7 耳鼻咽喉および頭部手術におけるコーンビーム CT (CBCT)

表 7.5 における特定の値も適用可能である。

手 技	報 告 値	測 定 法	参 考 文 献
「頭部スキャンモード」-軟部組織モード	10 mGy	改良 CTDI (カスタムメイドの 16 cm 頭部円筒ファントム)	Dalyら, 2006
洞の画像撮影 (骨撮影モード)	≥ 3 mGy		
内視鏡副鼻腔手術			Manareyと Anand, 2006
連続透視	0.9 mGy 1.9 mGy 1.5 mGy	中心 最大表面線量 中心	
高レベルの透視	3.4 mGy 4.1 mGy 11 mGy	最大表面線量 中心 最大表面線量,	
デジタルシネ		CTDI 頭部ファントム, 電離箱	

CTDI : CT 線量指標

7.8 耳鼻咽喉および頭部の診断または手術

(184) 頭頸部における利用と同様に, CBCTは ENTにおける利用に適している。なぜなら, この領域が副鼻腔, 側頭骨および頭蓋底などの構造からなり, 主に骨, 空気および軟部組織から構成されているので元来コントラストが高いからである。したがって, 画像のノイズは比較的高いのだが, CBCT撮影の診断的有用性を損なうことはなく, 許容範囲内である。CBCTシステムの高い分解能は, 頭蓋底や中耳といった小構造に実に適している。加えて, 必要な解剖学的構造を撮影するために, 比較的小さい FOVで足りる。ENT領域のスキャンにおいてスキャンアークの位置は, 眼の水晶体や甲状腺などの感受性の高い臓器の放射線被ばくに影響する重要な要素である (Dalyら, 2006) (表 7.7)。ENTにおける CBCTのその他の用途は, Hodezら (2011) および Miracleと Mukherji (2009b) により記載されている。側頭骨や副鼻腔の撮影など, 大半の診断的 ENT手技では, 患者を座位とする専用の装置が用いられる。これらの装置は, 低線量であることや患者の快適さに加え, 高い空間分解能が大きな利点である。そのためこれらの装置は, 人工内耳など, 側頭骨の IVRの術前計画に利用されることが多くなっている。この技術の日常診療への応用は急速に進んでおり, この傾向はこれから加速するであろう。

7.9 歯顎顔面

(185) CBCTは、ここ数年の間に、歯顎顔面の撮影に使用されるようになり、その使用は増加の一途をたどっている。これは主に、歯と歯周組織、それらの下顎骨および下顎骨内での位置、および近くの神経やその他の構造との関係を見るために撮影される。このような高コントラスト構造にはCBCTの持つ高い空間分解能が適しており、多くの場合、非常に良い画質が得られる。画像は診断目的、術前計画、術後評価、この領域におけるナビゲーション手術での画像ガイドに用いられている。骨折、歯根部周囲病巣、歯周病などの疾患による変化は、高コントラスト構造に影響を与えるので、CBCTを用いて正確に画像化することができる。FOVは通常、患者周囲を1周することで、顎顔面領域を十分にカバーする。さらに、専用の小体積（たとえば4×4 cm）の撮影を用いることで、1つの歯根など小さい関心領域を高分解能で撮影できる。初期の装置はイメージインテンシファイアを使用していたが、最近のシステムではほぼ例外なくFPDが使用されている。大半のシステムは座位型または立位型の装置であり、垂直軸に沿って水平面で回転する小型のCアームから構成され、患者を真っすぐに座らせて撮影する。歯顎顔面用CBCTの用途は、De Vosら（2009）により記載されている。

(186) 歯顎顔面用CBCTの線量には非常に幅があることがわかっており、また歯科放射線科領域におけるさまざまな診断目的に使用されるため、他にもある2Dや3Dの歯科画像診断のモダリティの中で、この手法の適正使用は、1998年に歯科に導入されて以降、大きな問題でありつづけている。MDCTに比べて低線量で高い空間分解能をもつことから、歯顎顔面用CBCTは硬組織の3D画像撮影を必要とする用途に対し、MDCTの適切な代替手段と考えられる。ただし、2D画像診断のモダリティ（たとえばパノラマX線撮影または頭部X線撮影）に対して補助的または代替法として用いると集団線量が増加することとなる。多くの場合、CBCTがもつ3Dとしての性質によって、2DのX線撮影に比べて診断における有効性は高くなるが、特定の用途では2DのX線撮影で十分なことも多い。SEDENTEXCTプロジェクトにおいて、詳細なエビデンスに基づくガイドラインが決定されている（EC, 2012a）。このガイドラインには、正当化、参照基準、最適化、訓練、QAおよびスタッフの防護など種々のテーマが含まれている。SEDENTEXCTでは、線量、診断での使用、およびその他CBCTに関連したテーマに関して、綿密な文献レビューと実験的研究に基づき、20の「基本方針」が規定されている。

(187) 歯科においてCBCTを過剰に使用すると、集団線量が増加すると考えられるので、これら基本方針のいくつかは正当化に関わってくる。患者の病歴と臨床情報が得られており、CBCTにより新たな情報が付加されると予想され、また2DのX線撮影では診断上の疑問に答えられない（または答えられないと考えられる）場合にのみ、歯科におけるCBCTの使用は

表 7.8 歯顎顔面コーンビーム CT (CBCT) における実効線量の範囲

CBCTの種類(照射体積)	実効線量(μSv)*
歯-歯槽	11 ~ 674 (中央値: 61)
頭蓋顔面	30 ~ 1073 (中央値: 87)

*研究の全一覧は EC (2012a) を参照のこと。出典: EC (2012a)

正当化される。毎回の検査が個々に正当化されるのでなければ、CBCT 検査を繰り返すことは避けるべきである。また、歯顎顔面用 CBCT は、軟部組織の画像診断に使用すべきではない。

(188) 歯顎顔面用 CBCT における重要な最適化の原則は、各検査の適切な体積選択に関連する。多くの場合、関心領域は撮影前に明確に分かっている。そうでない場合には、正面および側面のスカウト像によって必要な体積が決定される。患者線量を著しく低くできるので、可能な限り小さな体積が常に選択されるべきである。高線量と低線量のどちらを選択するかは、達成可能な最低線量で十分な診断画質を保証しつつ、最適化の原則に従うべきである。

(189) CBCT 画像にはしばしば、診断する関心領域以外の構造物も含まれることがあるため(ただしこれは、FOV を小さくすることによってできる限り制限すべきである)、EC ガイドラインでは、関心領域についてのみではなく、画像全体について読影・報告されるべきものとしている。スキャンされる領域によっては、口腔放射線診断医または一般の放射線診断専門医の関与を必要とする。

(190) 表 7.8 は人体形状ファントムを用いて測定した、歯顎顔面用 CBCT における実効線量の範囲の概要である (EC, 2012a)。歯顎顔面用 CBCT で測定された、最新の実効線量の概要については、Bornstein ら (2014) および Al-Okshi ら (2015) によるシステマティックレビューを参照されたい。ただし、組織加重係数は単なるリスクの指標であるので、頭部における組織線量の記述に使用するには実効線量は好ましくなく、多くの場合特定の組織に対する等価線量または吸収線量の使用が推奨される。さまざまな測定法が用いられているので(たとえば熱ルミネッセンス線量計の設置)、いくつかの線量計測研究の精度および相互の同等性には限界があるが、患者線量は実にさまざまである(表 7.8)。これは、用いられる被ばくの指標が大きく異なることを反映している。体積は、一つの歯のスキャンに十分な数 cm^3 から、頭部のほとんどをカバーする数千 cm^3 まで、大きな幅がある。さらに、歯顎顔面用 CBCT に用いられる kVp は標準化されておらず、70 ~ 120 kV の範囲にある。臨床的に利用されている mAs は 20 倍を超えるばらつきがあるが、おおむね 25 ~ 150 mAs である。委員会は、各撮影における歯顎顔面用 CBCT の被ばくの指標を標準化するよう勧告する。

(191) 小児は放射線感受性が高く、体が小さいことから、歯顎顔面用 CBCT の適用には特に注意が必要である。成人への適用と同様、FOV を制限し、照射条件が最適化されている場合、小児に対しても MDCT の代わりに CBCT を使用することで、著しい線量低減が得られる場合

表 7.9 ささまざまな年齢を表すファントムに関する歯顎顔面コーンビーム CT (CBCT) の概要

年 齢	CBCT の種類 (照射体積)	実効線量 (μSv)
10 歳ファントム	歯-歯槽	16 ~ 214 (中央値: 43)
10 歳ファントム	頭蓋顔面	114 ~ 282 (中央値: 186)
青年ファントム	歯-歯槽	18 ~ 70 (中央値: 32)
青年ファントム	頭蓋顔面	81 ~ 216 (中央値: 135)

出典: Theodorakou ら (2012)

がある (口蓋裂など)。しかし、2D の X 線撮影の補助としてまたはその代わりとして使用すると、特に大きな体積の撮影が必要な場合 (歯科矯正の計画立案など)、診断上の有益性に見合わない患者線量となるかもしれない。小児における CBCT の適応範囲を広げるには、診断上の有効性に関するエビデンスがもっと必要である。表 7.9 は、10 歳と青年の人体形状ファントムにおける実効線量測定値である。小児の頭部は撮影範囲が比較的大きいことから、照射条件を調整しないと成人に比べて実効線量が高くなる。一部の CBCT のモデルでは、事前に設定された「小児用線量」の被ばくパラメータが利用できる。これは一般に mAs の低減に対応している。その他のモデルでは、操作者が照射条件を修正することができる。歯顎顔面用 CBCT では AEC はほぼ導入されておらず、1 社の製造業者が過去に数年間これを採用したのみである。

(192) 甲状腺について 0.03 ~ 10.0 mGy、脳について 0.02 ~ 9.3 mGy、眼の水晶体について 0.03 ~ 16.7 mGy の吸収線量が報告されており (Ludlow ら, 2006; Hirsch ら, 2008; Ludlow と Ivanovic, 2008; Pauwels ら, 2012b)、実効線量の幅は広がる。歯顎顔面用 CBCT では種々の線量指標が測定されている。英国健康保護局 (HPA) の 2009 年の報告では、41 か所の歯顎顔面用 CBCT 施設で KAP が測定された。4×4 cm の照射野に結果を正規化したとき、100 mGy·cm² 未満から 2,300 mGy·cm² を超える範囲の数値が得られている (HPA, 2010a)。

(193) 1 m の距離での従事者の被ばくは、1 回のスキャンあたり 2 ~ 40 μGy の範囲にあると報告されている。ちなみに、口腔内およびパノラマ X 線撮影の 1 m の距離での散乱線量は、1 回あたり 1 μGy 未満である (EC, 2012a)。歯顎顔面用 CBCT に関する EC ガイドラインでは「CBCT 装置からの従事者の防護については、EC の刊行物である『放射線防護 136. 歯科放射線科における放射線防護に関する欧州ガイドライン (Radiation Protection 136. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology)』の 6 章に詳述されている指示に従うこと」と述べられている。

7.10 乳 房

(194) この数十年、乳がん検診にはマンモグラフィが標準的な画像検査法として利用されている。多くの地域ではスクリーン-フィルムマンモグラフィに代わりデジタルマンモグラフィが用いられてはいるものの、マンモグラフィが持つ投影撮影という性質は、デジタルマンモグラフィの導入によっても変化していない。すなわちデジタルマンモグラフィでもまだ、3Dである乳房の2D投影像を取得するために、乳房を圧迫する必要がある。デジタルマンモグラフィの方が、X線撮影で高濃度乳房である50歳未満の女性において、小病変の検出にわずかに有効性が高いことが証明されている (Pisano ら, 2005)。また、デジタルマンモグラフィではスクリーン-フィルムX線撮影に比べて乳房の被ばく線量が低いことも示されている。2010年の研究では、1ビュー当たりの平均乳腺被ばく線量は、スクリーン-フィルムマンモグラフィで平均2.37 mGyであったが、それに比べてデジタルマンモグラフィでは22%低かった(1ビュー当たり1.86 mGy) (Hendrick ら, 2010)。デジタルマンモグラフィでは、デジタル補正法によりコントラストを(限度なしに)取り戻すことができる。したがって、デジタルマンモグラフィではスクリーン-フィルムマンモグラフィに比べて硬いX線スペクトルを使用でき、このことが、いくらか線量を低下させることができる主たる理由である。硬いX線スペクトルは、さまざまな陽極/フィルタの組み合わせ(たとえばモリブデン/モリブデンの代わりにタングステン/ロジウム)と、高めの平均管電圧を用いることで達成される。

(195) 2Dのマンモグラフィでは構造の重なりにより、正常が異常に、異常が正常に見えてしまうことがあり、正常な乳腺実質により生じるこのような解剖学的ノイズは、がんの発見を困難にしている。CTの原理に基づく3Dのアプローチは、特に高濃度乳房における乳がんの発見を改善するだろう。乳房の「3D」撮影には、デジタル乳房トモシンセシスとbCTという2つのアプローチが提案されている。乳房トモシンセシスでは、乳房周囲でX線管をある角度で振ることができるように改良されたフルフィールド・デジタルマンモグラフィシステムによって得られる複数(15~30枚等)の低線量デジタル2D投影像を用いている (Niklason ら, 1997; Poplack ら, 2007)。トモシンセシスとは、このデータの取得戦略に与えられた名称で、正式には制限角度断層撮影と考えられる。

(196) 1回の乳房トモシンセシスの取得(振り角28°で11回の低線量投影から成る)における患者被ばく線量は、平均的な厚みの乳房で約4 mSv*である。これはデジタルマンモグラフィに用いられる線量の約2倍である (Poplack ら, 2007)。標準プロトコルがない製造業者のデータに基づいたものだが、最近の乳房トモシンセシスによる平均的な乳房に対する線量は、

*訳注 等価線量

1.66～1.90 mGy と推定されている (Michell ら, 2012)。さらに最近のトモシンセシスシステムは、多数の X 線投影を用いているが、乳房の累積線量は一般的な単一視点のデジタルマンモグラフィと同程度である。

(197) bCT については現在、実臨床に導入可能なかどうか、事前の評価が行われている。この技術は、コントラスト分解能や 2D 画像における構造の重なりによって生じる問題など、従来のマンモグラフィの欠点に対処するよう開発されたものである (O'Connell ら, 2010)。大半の bCT システムは FPD を利用しており、したがって CBCT システムといえるが、乳房画像検査専用のヘリカル CT システムの設計も進行中である (Kalender ら, 2012)。

(198) bCT では乳房を下垂させて撮影するが、初期には平均乳腺線量を見積もる方法は確立されていなかったため、これを計算する方法を開発する必要があった。下垂させた乳房の 360° スキャンに適切な、いわゆる DgN_{CT} 値の包括的な表を作成するため、モンテカルロ法が用いられている (Boone ら, 2004, 2005)。

(199) コーンビームベースの bCT システムは、乳房を完全に囲む 2D 投影を取得する FPD を使用している。通常、片側乳房スキャンには 10～17 秒を要する。この時間内に約 300～500 の投影像が取得される (O'Connell ら, 2010; Packard ら, 2012)。このシステムは低線量になるよう設計され、平均乳腺線量は女性 1 人の 2 方向マンモグラフィと同程度の低さになりえる。被ばく線量は、乳房の大きさと組成により明らかに異なる。したがって、小さめの乳房では線量は低く、大きめの乳房には高めの線量が照射されることになる。報告されている平均乳腺線量は、4～12.8 mGy (O'Connell ら, 2010)、および 2.5～10.3 mGy (Lindfors ら, 2008) の範囲である。O'Connell ら (2010) による上記研究における従来のマンモグラフィの平均線量は 2.2～15 mGy である。

(200) 現在、bCT 法には微小石灰化の発見および腋窩領域の撮影に関して若干の限界があり、そのいずれも従来のマンモグラフィの方が優れている (Lindfors ら, 2008; O'Connell ら, 2010)。高分解能の検出器システムによって bCT の空間分解能は改善し、したがって微小石灰化の検出能も改善すると考えられる (Kalender ら, 2012)。

(201) 多くの CT 撮影と同様、従事者は患者の近くにいる必要はないので、bCT による従事者の被ばく線量はごくわずかである。もちろん、bCT 室の適切な遮蔽は不可欠と考えられる。臨床的な撮影環境で、bCT 装置がさらに一般的になった場合、遮蔽についての 1 つの問題が生じる。これらのシステムはマンモグラフィシステムに比べて高いエネルギーの X 線スペクトルを利用しているため、マンモグラフィ室に bCT システムを設置する場合は、部屋の遮蔽を追加する必要が生じる可能性がある。部屋の遮蔽に関する詳細は 6.2.4 節に示した。

8. CBCT の訓練に関する考察

- 放射線防護における訓練レベルは、予想される放射線被ばくレベルに見合ったものにすべきである (ICRP, 2009)。
- 診断目的で CBCT を使用する予定のすべての従事者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また CBCT を用いて IVR を行う予定のすべての従事者は、CT を用いて IVR を行う場合と同様の訓練を受ける必要がある。

8.1 緒 言

(202) *Publication 113* には、診断および IVR 手技のための放射線防護に関する医療従事者の訓練について、重要な情報とガイダンスが示されている (ICRP, 2009)。本章に示す情報の大半は、そこからの引用である。

(203) ICRP は、医療従事者のための放射線防護の訓練プログラムは、訓練参加者が関与する業務のタイプに合わせるべきである、としている (ICRP, 2009, 2010)。

(204) 訓練の主な目的は、操作者が本来の仕事量を減らさずに自身の被ばくを抑え、さらに、画質や意図する臨床目的を損なうことなく患者の被ばくを抑えるために、放射線防護の原則、ツールおよび手法を用いて撮影行為の質的向上をもたらすことにある。それには必要な技能の獲得に焦点が絞られていなければならないのだが、残念ながら多くの場合、訓練はある時間数という要件を満たす、という形をとっている。時間的要件は重要な基準ではあるものの、参加者が職業被ばくと患者被ばくを低減するための技術を学ぶ、という点が不可欠である。世界の多くの地域では、画像診断部門以外での放射線の使用にかかわる医療者の訓練がまったく行われていないか不十分である。委員会は、教育と訓練のレベルは放射線の使用および予想される放射線被ばくレベルに見合ったものにすべきである、と勧告してきている (ICRP, 2009)。画像診断部門以外で CBCT の使用が増えるに従い、従事者の教育および訓練の必要性も高まる。診断または IVR のために、CBCT の操作、および CBCT の結果の解釈に直接関わる専門家は、そのキャリアのスタート時に放射線防護の教育と訓練を受け、再教育および専門能力開発訓練をその職業人生を通して継続すべきである。継続的教育には、新たな装置または手法が導入されたときの、関連する放射線防護ツールおよび手順に関する特殊な訓練も含まれる。

(205) 大半の国々の法律では、医療被ばくに責任を有する者が放射線防護の訓練を適切に受けることを義務付けているが、(現在そうになっていない場合は) 義務付けるべきである。

(206) 放射線防護における訓練の後には、訓練プログラムから得られた知識の評価を行うべきである（正式な試験システム）。

(207) 訓練を終えた従事者は、適切な認定試験に合格することで、そのカリキュラムに規定されている知識をもっていることを実証できなければならない。

(208) CBCT 手技のサポートをする看護師およびその他の医療従事者は、自身の被ばくと他者の被ばくを最小限に抑えるため、放射線リスクと放射線防護についてよく理解している必要がある。

(209) 医学物理士は、自身の施設で実施される特定の手技の臨床的側面を、よく理解していなければならない。

(210) 訓練の提供と能力評価という問題は *Publication 113* で扱っている（ICRP, 2009）。

(211) 歯顎顔面用 CBCT の場合、それに特化した基本訓練要件が European Academy of Dentomaxillofacial Radiology により作成され発行されている（Brown ら, 2014）。

8.2 カリキュラム

(212) CBCT に関与する専門家の大部分は、医用放射線物理学と放射線防護の教育を事前に受けているものと予想される。したがって、このような場合には簡単なオリエンテーション訓練で十分であると考えられる。診断目的で CBCT を使用する予定のすべての従事者は、診断目的の CT と同様の訓練を受ける必要があり、また CBCT を用いて IVR を行う予定のすべての従事者は、CT を用いて IVR を行う場合と同様の訓練を受ける必要がある。この際、先に規定した線量レベルと使い方を考慮して行う。

(213) 大半の組織では、一定の時間数の教育と訓練を要件とする、比較的簡単な方法に従っている。委員会は、必要な時間数について若干の勧告を行ってはいるが、それはガイドラインとしての機能を果たすべきであるからであり、厳格に適用されるべきというものではない（ICRP, 2009）。時間数に関してガイダンスを与えることは、訓練の実施と訓練活動のモニタリングという点でメリットはあるが、1つのガイドに過ぎないのである。

(214) 多くのプログラムは、その目的が達成されたか否かの評価に失敗している。他のプログラムでは、取得した知識を評価するために訓練前後の試験を行っているが、実践的な技能の取得を評価している訓練プログラムは少ない。訓練の時間数を示すよりも、知識と技能を評価する調査票および試験システムを開発することを促す方が適切であろう。訓練の程度は、その業務に用いられる放射線レベル、および患者や従事者の過剰被ばくの可能性に応じて決められる。

8.3 誰が訓練を実施すべきか？

(215) この問題の重要性を考慮し、ここでは *Publication 113* および／または *117* の多くを再掲する (ICRP, 2009, 2010)。訓練を成功に導く一番重要な点は、訓練者が訓練で取り上げなければならない業務の実際について明確な認識を持つことである。訓練を実施する主要な者は通常、放射線防護の専門家（通常は医学物理士）であり、放射線を使用する臨床診療に関する知識を持っているべきである。したがって訓練者は、放射線の性質、放射線の測定方法、放射線と人体の組織との相互作用、放射線によってもたらされる可能性のある影響のタイプ、放射線防護の原則と理念、国内外のガイドラインについて知識を有しているべきである。放射線防護が世界のほとんどすべての国で法制化されており、自国の法律、個人と組織の責任を理解していることが不可欠である (ICRP, 2009)。

(216) 訓練では、従事者が日々の業務で行う可能性があることを取り上げるべきである。放射線防護の訓練者の多くは、放射線単位や放射線と物質との相互作用といった基本的な内容、さらには原子構造と原子放射線の詳細な情報といった内容を、訓練参加者や実際的な目的にかなった内容よりも詳細に取り上げたいという誘惑に抗し切れない。そのような内容も、基本的教育プログラムにおいて不可欠ではあるが、放射線防護の訓練においては、意味が分かる程度の説明にとどめるべきである。訓練者として成功するためには、その情報が参加者にとって有用かどうかを指針とすべきで、純粋に学術的な定義などについて詳細に教育するのではない。このことは、規制要件についても同様である。訓練者は、科学と規制要件の正確性を損なうことなく必要な情報を伝達するため、使用者が使っている表現で話すべきである。病院における日常業務で放射線を使用し放射線を患者に照射している医療従事者は、非常に病状の重い患者の対応における実務的な問題について知識を有している。数多くの患者に対応しなければならないために、時間的制約があることも理解している。彼らは、自身が扱う放射線装置に関連する問題を理解し、問題が生じたときに放射線測定的手段および放射線防護的手段がないことを理解している必要がある。臨床医と撮影の専門家の講義を組み入れることが望ましく、良い放射線防護事例と悪い事例を中心に述べてもらうのがよい。訓練者がこれらの講義に参加し、出てきた問題にコメントしたり説明したりすることは有益と思われる。

8.4 サービスエンジニアの訓練

(217) サービスエンジニアは、しばしば CBCT 技術に精通していないことがある。たとえば歯顎顔面用 CBCT において、一部の製造業者はそれまで CT 装置を扱った経験がなく、サービスエンジニアは CBCT の技術に適切に対応していない。製造業者は、サービスエンジニア

の適切な訓練を保証しなければならない。

9. 品質保証 (QA) プログラム

9.1 緒 言

(218) QA プログラムの目的は、装置の安全性と性能を仕様に沿って維持すること、さらに防護の最適化を保証することである（すなわち、患者および医療スタッフの被ばく線量を最小限に抑えながら適切な画質を達成すること）。本報告においては、QA プログラムは CBCT 装置の受け入れと試運転、装置の性能の定期的な試験とメンテナンス、患者撮影のプロトコル、従事者と患者の線量、従事者の訓練、ポリシーと手順の遵守から構成される。

9.2 CBCT 装置の品質管理

(219) 品質管理は装置を設置した時点から始まり、その耐用年数を通じて継続される。装置の受け入れテスト、試運転、および状態テストでは、システムが国内および国際規格に基づく製造業者の仕様に従って作動することを保証すべきである。受け入れ時点では、画質と線量についてのベースラインの測定値を、これらの要素に影響するパラメータと共に取得すべきである。これらの測定値は、後日の測定値と比較するための目安として用いられ、システムの性能が低下して是正措置が必要かどうかを示すことができる。

(220) 装置の試験は、安全システム、X線発生装置の性能、画質、ジオメトリー、表示および線量測定といった6つのカテゴリに分けられる。安全システムの試験は、警告灯、扉や衝突防止のためのインターロック、ポータブル型シールド、緊急停止システムの適切な動作を保証するためのものである。X線発生装置の試験は、X線システムの正しい作動を保証するためのものである（kV, mA, 照射時間、および線形性が正確に生じるかを含む）。画質試験は、ノイズ、均一性、コントラストおよび分解能の測定などを行い、取得した画質が臨床用途に適していることを保証するためのものである。これらの試験は、画質の劣化が起らないようにするために必要な頻度で実施されるべきである（IEC, 2006）。定量的試験に加え、アーチファクトを発見するために、画像の目視検査も実施されなければならない。ジオメトリー試験によって、システムの適切なアライメントとスケージングが保証される。放射線治療の用途では、CBCT 画像のアイソセンタのジオメトリーを毎日確かめることで、画像と治療装置のアライメントが保証される。しかし、歯顎顔面および IVR の用途では、外部座標系とのアライメント調整は不要かもしれない。したがって、テスト画像のスケージングのみが必要となる。画像の

表 9.1 国際的、国内および専門学会の推奨によるコーンビーム CT 装置の品質保証 (QA) 試験と試験頻度に関する提案

QA 試験	1日1回	月1回	定期的	年1回
安全システム, 衝突, 警告灯, インターロック	142, 179, IAC			
画質, 均一性		EC, 142, 179, HPA	179, IAC	
画質, 画像濃度	IAC	EC, 142, 179, HPA		
画質, ノイズ		EC, 142, 179, HPA	179	
画質: 低コントラストの詳細		142, 179	179	EC
画質: 高コントラスト分解能		142, 179	179, IAC	EC, HPA
画質, 画像アーチファクト	IAC	EC		
ジオメトリー: アイソセンタの 一致	142, 147, ACR			
ジオメトリー: スケーリング およびスライス厚		142, 179	179	EC, HPA
データ格納と転送			ACR	
画像登録ソフトウェア			ACR	
画像表示		EC	HPA	IAC
X線の品質, 線形性, 照射野サイズ				EC, 179, HPA, IAC
線量測定				EC, 142, 179, HPA, IAC

142: AAPM Report 142 (Klein ら 2009), 179: AAPM (2012b), ACR: ACR (2009), HPA: HPA (2010b), IAC: IAC (2012), EC: EC (2012a)

読影時に情報が失なわれないように、表示試験により、画像が安定しており、かつ忠実に表示されることが保証される。最後に線量測定試験で、ファントム線量を評価する。この際、本書で前述した、また付属書 A に示すような、CBCT に適した標準測定プロトコルを用いる。その他の試験の実施に必要な装置および試験法は、Radiation Protection Report No. 162 (EC, 2012b) および Report 91 (IPEM, 2005) 等の刊行物に記載されているが、後者には CBCT 装置について特段の記載はない。

(221) 画質の評価と線量測定には、ファントムおよび試験の標準化が必要である。加えて製造業者は使用者に対し、日常的な性能確認のための適切な試験対象を提供すべきである。

(222) CBCT 装置の日常試験のスケジュールおよび適用範囲は、ある程度、その臨床用途によって異なる。6つの組織が推奨している検査スケジュール (3つは歯科用, 3つは放射線治療用) を表 9.1 に示す。この問題に関する各国の勧告も認識されるべきである (DIN, 2013, 2014 等)。これらのスケジュールはほぼ同じ内容であるが、一部の特別な検討事項に注目する必要がある。患者や従事者に衝突する可能性がある、むき出しの可動ガントリをもつ CBCT

装置の場合、システムの安全性について日常点検を実施するよう推奨される。CBCT 画像の座標を用いて放射線治療の加速器または手術用具を制御する場合は、座標系が正確かどうかの日常点検が推奨される。診断または計画立案のために正確な濃度情報（HU 等）を使用する場合には、これらの数値を少なくとも月 1 回は試験すべきである。そのため使用者は、これらの一般的なガイドラインを考察しつつ、臨床目的に基づいたリスクベースの QA プログラムの情報とする必要がある。

9.3 患者線量の報告

(223) CBCT における線量報告の必要性は、放射線防護の最適化の原則に従ったものである。線量の正確な追跡なしには、患者線量を合理的に達成可能な限り低いレベルに最適化することはできない。線量追跡を達成するための最も簡単な方法は、イメージングコンソール上に線量を電子的に表示し（ICRP, 2004）、DICOM 構造化線量レポートとして照射された線量を患者の診療録に記録することである（IEC, 2012）。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない（IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b）。

(224) MDCT システムでは現在、照射された線量の推定値を直接コンソール上に数値的に $CTDI_{vol}$ および DLP として表示するのが標準的である。これらの推定値はファントムに対する線量であり、患者に対する線量ではない。患者の体格および個々の患者に使用するスキャンパラメータに基づき患者線量を推定する方法が、開発されるべきである。医学物理士は QA プログラムの一環として、これらの数値の正確性を少なくとも年 1 回、または線量に影響する可能性がある装置の修理が行われた際に、検証すべきである。CBCT システムの場合、線量報告のためのシステムは国際レベルでは標準化されていない。HPA (2010b) と EC (2012a) は、歯顎顔面用 CBCT システムでは線量推定値を KAP として表示するよう勧告している。QA プログラムは、KAP か $CTDI$ と DLP かを問わず、各装置で報告される線量推定値を検証するように作成されていなければならない。

(225) 電子診療録に患者線量を電子的に転送することで、複数の手技で照射される 1 人の患者に対する年間線量および生涯線量の追跡が大いに容易となる。MDCT システムでは、このアイデアを DICOM 構造化線量レポートを用いて実装しており、通常は $CTDI_{vol}$ と DLP として線量を表している。 $CTDI_{vol}$ と DLP を PACS に電子的に転送することは現在、米国のカリフォルニア州法で義務付けられており（California Senate Bill SB1237, 2010）、また EC (2011) によっても提案されている。電子的報告は、記録された線量を DRL で比較しようという取り組みをさらに支援するものである。このコンセプトは、最適化のために ICRP が勧告している（ICRP, 2007c）。線量登録制度は患者線量の評価を促すもう 1 つの手段の候補である。

9.4 診断参考レベル (DRL)

(226) DRL は、使用者が画質と線量低減の両方の性能を最適化する手がかりとするため、政府組織や専門団体によって定められている。これらの取り組みは、MDCT 撮影においては成熟しているものの、CBCT における DRL の設定に向けてはあまり進展していない。HPA (2010b) が行った 41 件の歯顎顔面用 CBCT 装置に関する KAP 値の予備的監査では、標準成人患者における上第一大臼歯のインプラントについて、達成可能線量は $250 \text{ mGy} \cdot \text{cm}^2$ (アイソセンタで $4 \times 4 \text{ cm}$ に相当する面積に正規化) と提案されている。この達成可能線量は SEDENTEXCT Consortium (EC, 2012a) において採択され、さらに種々の歯顎顔面用 CBCT の用途に関する「確固とした DRL を確立するためには、大規模な調査によるさらなる研究が必要である」との意見が加えられた。この意見は、他の CBCT の用途にも広げられよう。

(227) 画像プロトコルの標準化が行われている施設では、プロトコルは線量が公表されている DRL 内となるよう策定されるべきである。国際的または国の DRL が確立されるまでは、一般的な手順に関する各施設の方針に情報を提供するために、ローカル DRL (LDRL) が QA プログラムの一環として定められるべきである。LDRL は平均体型の患者に照射される平均線量から設定し、小児には別途 LDRL を設定する (IPEM, 2004)。標準化されたプロトコルの監査は定期的に行い、遵守状況を確認する。現在のところ、DRL のデータは不足している。

9.5 監 査

(228) イメージングシステムの最適な使用を保証するため、患者画像検査の定期的監査が推奨される。この監査では、画質、位置決め、FOV、患者の体動および線量指標が考慮されるべきである。特に、高線量 CBCT および反復 CBCT が調査されるべきである。SEDENTEXCT Consortium では、不合格であった場合には年 2 回の監査を行い、線量監査は 3 年ごとに行うよう勧告している (EC, 2012a)。

10. 勧 告

(229) CBCT技術が広く普及し、新たな用途も加わったことで、これまでCTを使用しなかった医療専門家にもCBCTは身近なものとなった。以前の刊行物、特に *Publication 87* と *102* において示したICRPの放射線防護の原則と勧告(ICRP, 2000a, 2007a)は、これらの比較的新しい用途にも当てはまることから、遵守する必要がある。

(230) CBCTの多くの用途では、MDCTと同程度の患者線量がいられることから、従事者を適切に防護するため、室内のレイアウトおよび遮蔽要件も同様のものとする必要がある。

(231) 医師には、各CBCT検査が正当かつ適切であることを確認する責任がある。

(232) 診断的CBCT検査に患者を紹介する際には、依頼医師はMDCT、MRIおよびその他の画像診断のモダリティと比較したときのCBCTの長所と短所を知っている必要がある。CBCTの使用に関する判断は、画像の専門家と相談したうえで下すべきである。

(233) 製造業者には、CBCTにおける標準化された線量測定および線量表示法を、ICRU Report 87 (2012) など国際的な勧告に準拠して実装することが要求される。残念ながら現時点では、CBCT装置に表示されている線量には大きなばらつきがある。使用者は装置間またはプロトコル間で線量を比較できない。

(234) 透視および断層撮影にCBCTシステムを使用する場合、線量の定量化に新たな課題が生じる。所定の検査において透視とCBCTを併用する可能性がある場合、手技全体で個々の患者に照射される線量を集計する方法を策定する必要がある。

(235) 一人の患者の線量の記録、報告および追跡は、製造販売業者間で一貫した方法で行える必要がある。

(236) ローカルに定められている参考値と比べて高い患者線量にならないように、近年のCTに実装されている線量チェックアラートなどで確認してバランスをとる仕組みが必要である。

(237) 部分回転スキャンの場合に、甲状腺、眼の水晶体、乳房および生殖腺など放射線感受性の高い臓器を検出器側におくことは、これらの臓器の放射線防護のために用いられるべきCBCTの有用な機能の1つである。

(238) 初期の装置の多くは透視しか実施できなかったが、現在ではCBCTも実施できるようになっている。CBCTによって得られる臨床情報は改善し、重なり合う構造を分離することができることから、使用者はCBCTモードを多用したくなるかもしれない。使用者は、そのシステムのCBCTの機能が、低線量の「透視撮影」ではないことを理解しておく必要があり、

このモードを慎重に使用しなければならない。

参考文献

- AAPM, 2010. Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-ray Computed Tomography. AAPM Report 111. American Association of Physicists in Medicine, New York.
- AAPM, 2011a. Scope of Practice of Clinical Medical Physics. Policy Number PP 17-B. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=317&type=PP> (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2011b. Size-specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report No. 204. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_204.pdf (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2011c. AAPM Recommendations Regarding Notification and Alert Values for CT Scanners: Guidelines for Use of the NEMA XR 25 CT Dose-check Standard. AAPM Dose Check Guidelines Version 1.0. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/NotificationLevelsStatement.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2012a. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT Scanning. Statement approved by AAPM Board of Directors, February 2012, Policy date 2 July 2012. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: <http://www.aapm.org/publicgeneral/BismuthShielding.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2012b. Quality Assurance for Image-guided Radiation Therapy Utilizing CT-based Technologies: a Report of the AAPM TG-179. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_179.pdf (last accessed 5 May 2015).
- AAPM, 2015. Task Group No. 200 – CT Dosimetry Phantoms and the Implementation of AAPM Report Number 111. American Association of Physicists in Medicine, New York. Available at: http://aapm.org/org/structure/default.asp?committee_code=TG200 (last accessed 5 May 2015).
- Abuhaimed, A., Martin, C.J., Sankaralingam, M., Gentle, D.J., McJury, M., 2014. An assessment of the efficiency of methods for measurement of the computed tomography dose index (CTDI) for cone beam (CBCT) dosimetry by Monte Carlo simulation. *Phys. Med. Biol.* **59**, 6307–6326.
- ACR, 2009. ACR Technical Standard for Medical Physics Performance Monitoring of Image-Guided External Beam Radiation Therapy (IGRT). Reston, VA: American College of Radiology. Available at: <http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/PGTS/standards/IGRT.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Adamus, R., Pfister, M., Loose, R., 2009. Transjugular intrahepatic portosystemic shunt (TIPS) puncture by 3D path planning based on the back-projection of two 2D portographies. *Radiology* **251**, 543–547.
- Al-Okshi, A., Lindh, C., Salé, H., Gunnarsson, M., Rohlin, M., 2015. Effective dose of cone beam CT (CBCT) of the facial skeleton: a systematic review. *Br. J. Radiol.* **88**, 20140658.
- Alaei, P., Ding, G., Guan, H., 2010. Inclusion of the dose from kilovoltage cone beam CT in the radiation therapy treatment plans. *Med. Phys.* **37**, 244–248.
- Alvarado, R., Booth, J.T., Bromley, R.M., et al., 2013. An investigation of image guidance dose for breast radiotherapy. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **14**, 4085.
- Amer, A., Marchant, T., Sykes, J., Czajka, J., Moore, C., 2007. Imaging doses from the Elekta synergy x-ray cone beam CT system. *Br. J. Radiol.* **80**, 476–482.
- Arai, Y., Tammisalo, E., Iwai, K., et al., 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac. Radiol.* **28**, 245–248.
- Araki, K., Patil, S., Endo, A., et al., 2013. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose

- area product. *Dentomaxillofac. Radiol.* **42**, 20120362.
- Bai, M., Liu, B., Mu, H., et al., 2011. The comparison of radiation dose between C-arm flatdetector CT (DynaCT) and multi-slice CT (MSCT): a phantom study. *Eur. J. Radiol.* **81**, 3577–3580.
- 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.
- Barrett, J.F., Keat, N., 2004. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* **24**, 1679–1691.
- Berris, T., Perisinakis, K., Papadakis, A.E., et al., 2013. Comparison of methods for assessing geometric efficiency on multi-detector CT scanners. *Phys. Med.* **29**, 312–322.
- Blaickner, M., Neuwirth, J., 2013. Measurements of occupational and patient exposure as well as image quality for two C-arms. *Radiat. Prot. Dosimetry* **155**, 451–458.
- Bogdanich, W., 2009. Radiation overdoses point up dangers of CT scans. New York Times, 16 October 2009, p. A13.
- Bogdanich, W., 2010. Afterstroke scans, patients face serious health risks. New York Times, 1 August 2010, p. A1.
- Boone, J.M., Shah, N., Nelson, T.R., 2004. A comprehensive analysis of DgNCT coefficients for pendant-geometry cone-beam breast computed tomography. *Med. Phys.* **31**, 226–235.
- Boone, J.M., Kwan, A.L.C., Seibert, J.A., et al., 2005. Technique factors and their relationship to radiation dose in pendant geometry breast CT. *Med. Phys.* **32**, 3767–3776.
- Boone, J.M., 2009. Dose spread functions in computed tomography: a Monte Carlo study. *Med. Phys.* **36**, 4547–4554.
- Bornstein, M.M., Scarfe, W.C., Vaughn, V.M., et al., 2014. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **29**(Suppl.), 55–77.
- Braak, S.J., van Melick, H.H.E., Onaca, M.G., et al., 2012. 3D cone-beam CT guidance, a novel technique in renal biopsy – results in 41 patients with suspected renal masses. *Eur. Radiol.* **22**, 2547–2552.
- Brenner, D.J., 2010. Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans. *Radiat. Res.* **174**, 809–815.
- Brown, J., Jacobs, R., Levring Jäghagen, E., et al., 2014. Basic training requirements for the use of dental CBCT by dentists: a position paper prepared by the European Academy of DentoMaxilloFacial Radiology. *Dentomaxillofac. Radiol.* **43**, 20130291.
- Cadet, J.V., 2010. CT Makers get Five FDA Recommendations, due to Overdose Controversy. Clinical Innovation+Technology. Providence, RI. Available at: <http://www.clinical-innovation.com/topics/ehr-emr/ct-makers-get-five-fda-recommendations-due-overdose-controversy> (last accessed 5 May 2015).
- California Senate Bill SB1237, 2010. An act to add Sections 115111, 115112, and 115113 to the Health and Safety Code, relating to public health. Available at: http://www.leginfo.ca.gov/pub/09-10/bill/sen/sb_1201-1250/sb_1237_bill_20100929_chaptered.html (last accessed 5 May 2015).
- Cheng, H.C., Wu, V.W., Liu, E.S., et al., 2011. Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **80**, 291–300.
- Chodick, G., Bekiroglu, N., Hauptmann, M., et al., 2008. Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists. *Am. J. Epidemiol.* **168**, 620–631.
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M.M., Sim, K.H., et al., 2010. Risk for radiation-induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern? *Catheter. Cardiovasc. Interv.* **76**, 826–834.
- Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M., Minamoto, A., et al., 2012. Radiation-induced eye lens changes and risk for cataract in interventional cardiology. *Cardiology* **123**, 168–171.
- Corredoira, E., Vañó, E., Ubeda, C., Gutiérrez-Larraya, F., 2015. Patient doses in paediatric interventional cardiology: impact of 3D rotational angiography. *J. Radiol. Prot.* **35**, 179–195.
- Cucinotta, F.A., Manuel, F.K., Jones, J., et al., 2001. Space radiation and cataracts in astronauts. *Radiat. Res.* **156**, 460–466.
- Daly, M.J., Siewerdsen, J.H., Moseley, D.J., et al., 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head

- and neck surgery: assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med. Phys.* **33**, 3767–3780.
- Day, R., Gorin, M.B., Eller, A.W., 1995. Prevalence of lens changes in Ukrainian children residing around Chernobyl. *Health Phys.* **68**, 632–642.
- DIN, 2013. Image Quality Assurance in Diagnostic X-ray Departments – Part 161: RöV Acceptance Testing of Dental Radiographic Equipment for Digital Cone-beam Computed Tomography. Berlin: Deutsches Institut für Normung.
- DIN, 2014. Image Quality Assurance in Diagnostic X-ray Departments – Part 15: RöV Constancy Testing of X-ray Installations for Dental Radiographic Equipment for Digital Cone-beam Computed Tomography. Berlin: Deutsches Institut für Normung.
- De Vos, W., Casselman, J., Swennen, G.R.J., 2009. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* **38**, 609–625.
- Dijkstra, M.L., Eagleton, M.J., Greenberg, R.K., et al., 2011. Intraoperative C-arm conebeam computed tomography in fenestrated/branched aortic endografting. *J. Vasc. Surg.* **53**, 583–590.
- Ding, G., Duggan, D., Coffey, C., 2008. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med. Phys.* **35**, 1135–1144.
- Ding, G., Coffey, C., 2009. Radiation dose from kilovoltage cone beam computed tomography in an image-guided radiotherapy procedure. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **73**, 610–617.
- Ding, G., Munro, P., 2013. Radiation exposure to patients from image guidance procedures and techniques to reduce the imaging dose. *Radiother. Oncol.* **108**, 91–98.
- Dixon, R.L., Boone, J., 2010a. The CTDI Paradigm: a Practical Explanation for Medical Physicists. Image Wisely. Reston, VA: American College of Radiology, 2010. Available at: <http://www.imagewisely.org/~media/ImageWisely%20Files/Medical%20Physicist%20Articles/IW%20Dixon%20Boone%20CTDI%20Paradigm%202.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Dixon, R.L., Boone, J., 2010b. Cone beam CT dosimetry: a uniEd and self-consistent approach including all scan modalities – with or without phantom motion. *Med. Phys.* **37**, 2703–2718.
- Domienik, J., Brodecki, M., Carinou, E., et al., 2011. Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project. *Radiat. Prot. Dosimetry* **144**, 442–447.
- EC, 2011. Proposal for a Council Directive Laying Down Basic Safety Standards for Protection Against the Dangers Arising from Exposure to Ionising Radiation. European Commission, Brussels. Available at: <http://ec.europa.eu/energy/en/topics/nuclearenergy/radiation-protection> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2012a. Radiation Protection No. 172: Cone Beam CT for Dental and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/172.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2012b. Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment Used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy and Maxillofacial Radiology. Evidence Based Guidelines. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/162.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- EC, 2014. Radiation Protection No. 174: European Guidelines on Medical Physics Expert. Directorate-General for Energy. European Commission, Brussels. <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/174.pdf> (last accessed 5 May 2015).
- Ejima, K., Shoda, M., Yagishita, D., et al., 2010. Image integration of three-dimensional conebeam computed tomography angiogram into electroanatomical mapping system to guide catheter ablation of atrial fibrillation. *Europace* **12**, 45–51.
- Faccioli, N., Foti, G., Barillari, M., et al., 2010. Finger fractures imaging: accuracy of conebeam computed tomography and multislice computed tomography. *Skeletal Radiol.* **39**, 1087–1095.
- Fahrig, R., Fox, A.J., Lownie, S., et al., 1997. Use of a C-arm system to generate true three-dimensional computed rotational angiograms: preliminary in vitro and in vivo results. *Am. J. Neuroradiol.* **18**,

- 1507–1514.
- Fahrig, R., Holdsworth, D.W., Lownie, S., et al., 1998. Computed rotational angiography: system performance assessment using in-vitro and in-vivo models. *Proc. SPIE 3336, Medical Imaging 1998: Physics of Medical Imaging*, 305.
- Fahrig, R., Dixon, R., Payne, T., et al., 2006. Dose and image quality for a cone beam C-arm CT System. *Med. Phys.* **33**, 4541–4550.
- Fiorella, D., Turk, A., Chaudry, I., et al., 2014. A prospective, multicenter pilot study investigating the utility of flat detector derived parenchymal blood volume maps to estimate cerebral blood volume in stroke patients. *J. Neurointerv. Surg.* **6**, 451–456.
- Fraser, J., Reed, M., 2013. Appropriateness of imaging in Canada. *Can. Assoc. Radiol. J.* **64**, 82–84.
- Gayou, O., Parda, D.S., Johnson, M., et al., 2007. Patient dose and image quality from megavoltage cone beam computed tomography imaging. *Med. Phys.* **34**, 499–506.
- Grasruck, M., Suess, C., Stierstorfer, K., et al., 2005. Evaluation of image quality and dose on a flat-panel CT-scanner. *Proc. SPIE 5745*, 179–188.
- Grimmer, R., Oelhafen, M., Elstrøm, U., et al., 2009. Cone-beam CT image reconstruction with extended z range. *Med. Phys.* **36**, 3363–3370.
- Gupta, R., Grasruck, M., Suess, C., et al., 2006. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. *Eur. Radiol.* **16**, 1191–1205.
- Gupta, R., Cheung, A.C., Bartling, S.H., et al., 2008. Flat-panel volume CT: fundamental principles, technology, and applications. *Radiographics* **28**, 2009–2022.
- He, W., Huda, W., Magill, D., et al., 2010. Patient doses and projection angle in cone beam CT. *Med. Phys.* **37**, 2359–2368.
- Hendrick, R.E., Pisano, E.D., Averbukh, A., et al., 2010. Comparison of acquisition parameters and breast dose in digital mammography and screen-film mammography in the American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial. *AJR Am. J. Roentgenol.* **194**, 362–369.
- Herrnsdorf, L., Sö derberg, M., 2013. A method to characterize the radiation output from a cone beam O-arm using a device for dose and dose profile scanning measurement. *Proc. SPIE 8668, Medical Imaging 2013: Physics of Medical Imaging*, 86682Q.
- Hirsch, E., Wolf, U., Heinicke, F., et al., 2008. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different fields of view. *Dentomaxillofac. Radiol.* **37**, 268–273.
- Hodez, C., Griffaton-Taillandier, C., Bensimon, I., 2011. Cone-beam imaging: applications in ENT. *Eur. Ann. Otorhinolaryngol. Head Neck Dis.* **128**, 65–78.
- HPA, 2010a. Health Protection Agency Recommendations for the Design of X-ray Facilities and Quality Assurance of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Systems. HPARPD-065. Health Protection Agency, Chilton.
- HPA, 2010b. Health Protection Agency Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment. HPA-CRCE-010. Health Protection Agency, Chilton.
- IAC, 2012. The IAC Dental CT Standards for Dental/Maxillofacial Computed Tomography (CT) Practice Accreditation Using Cone Beam Technology. Ellicott City, MD: Intersocietal Accreditation Commission. Available at: http://www.intersocietal.org/dental/standards/IAC_DentalCT_Standards.pdf (last accessed 5 May 2015).
- IAEA, 1996. International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA Safety Series No. 115. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 1999. Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation. IAEA Safety Guide RS-G-1.3. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2004. Individual Monitoring. IAEA-PRTM-2 (Rev.1). International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2010. New Era in CT Scanning. International Atomic Energy Agency, Vienna. Available at: <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/News/new-era-ct-scanning.htm> (last accessed 5 May 2015).

- IAEA, 2011a. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam CT Scanners. IAEA Human Health Reports No. 5. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- IAEA, 2011b. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications. IAEA Human Health Series 19. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Ann. ICRP* **21** (1–3).
- ICRP, 1997. General principles for the radiation protection of workers. ICRP Publication 75. *Ann. ICRP* **27**(1).
- ICRP, 2000a. Managing patient dose in computed tomography. ICRP Publication 87. *Ann. ICRP* **30**(4).
- ICRP, 2000b. Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85. *Ann. ICRP* **30**(2).
- ICRP, 2004. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93. *Ann. ICRP* **34**(1).
- ICRP 2007a. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). 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).
- ICRP, 2009. Education and training in radiological protection for diagnostic and interventional procedures. ICRP Publication 113. *Ann. ICRP* **39**(5).
- ICRP, 2010. Radiological protection in fluoroscopically guided procedures performed outside the imaging department. ICRP Publication 117. *Ann. ICRP* **40**(6).
- ICRP, 2012. ICRP statement on tissue reactions/early and late effects of radiation in normal tissues and organs – threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. ICRP Publication 118. *Ann. ICRP* **41**(1/2).
- ICRP, 2013. Radiological protection in cardiology. ICRP Publication 120. *Ann. ICRP* **42**(1).
- ICRU, 2010. Prescribing, recording, and reporting intensity-modulated photon-beam therapy (IMRT). ICRU Report 83. *J. ICRU* **10**, 1–106.
- ICRU, 2012. Radiation dose and image quality assessment in computed tomography. ICRU Report 87. *J. ICRU* **12**, 1–149.
- IEC, 2006. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 26: Constancy Tests – Imaging Performance of Computed Tomography X-ray Equipment. IEC 61223-2-6 ed. 2.0. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2010. Medical Electrical Equipment – Part 2-44: Particular Requirements for Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC-60601-2-44 ed. 3.0, Amendment 1; 62B/804/CD. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2011. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 3-5: Acceptance Tests – Imaging Performance of Computed Tomography X-ray Equipment. IEC 61223-3-5 ed. 1.0. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IEC, 2012. Electromedical Equipment – Part 2-44: Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44 ed. 3.1. International Electrotechnical Commission, Geneva.
- IPEM, 2004. Guidance and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations. Report 88. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- IPEM, 2005. Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems. Report 91. Institute of Physics and Engineering in Medicine, York.
- Jaffray, D.A., Drake, D.G., Moreau, M., et al., 1999. A radiographic and tomographic imaging system integrated into a medical linear accelerator for localization of bone and soft-tissue targets. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **45**, 773–789.
- Jaffray, A.D., Siewerdsen, J.H., 2000. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: initial performance characterization. *Med. Phys.* **27**, 1311–1323.
- Kalender, W.A., Beister, M., Boone, J.M., et al., 2012. High-resolution spiral CT of the breast at very low

- dose: concept and feasibility considerations. *Eur. Radiol.* **22**, 1–8.
- Kan, M.W., Leung, L.H., Wong, W., et al., 2008. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **70**, 272–279.
- Kawata, Y., Niki, N., Kumazaki, T., 1996. Measurement of blood vessel characteristics for disease detection based on cone beam CT images. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* **43**, 3348–3354.
- Kim, S., Sopko, D., Toncheva, G., et al., 2011. Radiation dose from 3D rotational x-ray imaging: organ and effective dose with conversion factors. *Radiat. Prot. Dosimetry* **150**, 50–54.
- Kim, D.W., Chung, W.K., Yoon, M., 2013. Imaging doses and secondary cancer risk from kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Health Phys.* **104**, 499–503.
- Klein, B.E., Klein, R., Linton, K.L., et al., 1993. Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study. *Am. J. Public Health* **83**, 588–590.
- Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., et al., 2009. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med. Phys.* **36**, 4197–4212.
- Korreman, S., Rasch, C., McNair, H., et al., 2010. The European Society of Therapeutic Radiology and Oncology–European Institute of Radiotherapy (ESTRO–EIR) report on 3D CT-based in-room image guidance systems: a practical and technical review and guide. *Radiother. Oncol.* **94**, 129–144.
- Kouno, T., Araki, F., Nakaguchi, Y., et al., 2013. Dose distribution from kV-cone beam computed tomography in image-guided radiotherapy. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* **69**, 753–760.
- Koyama, S., Aoyama, T., Oda, N., et al., 2010. Radiation dose evaluation in tomosynthesis and C-arm cone-beam CT examinations with an anthropomorphic phantom. *Med. Phys.* **37**, 4298–4306.
- Kroes, M.W., Busser, W.M.H., Futterer, J.J., et al., 2013. Assessment of needle guidance devices for their potential to reduce fluoroscopy time and operator hand dose during C-arm cone-beam computed tomography-guided needle interventions. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **24**, 901–906.
- Kry, S.F., Salehpour, M., Followill, D.S., et al., 2005. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **62**, 1204–1216.
- Kwok, Y.M., Irani, F.G., Tay, K.H., et al., 2013. Effective dose estimates for cone beam computed tomography in interventional radiology. *Eur. Radiol.* **23**, 3197–3204.
- Kyriakou, Y., Kalender, W., 2007. Efficiency of anti-scatter grids for flat-detector CT. *Phys. Med. Biol.* **52**, 6275–6293.
- Kyriakou, Y., Richter, G., Dorfler, A., et al., 2008a. Neuroradiologic applications with routine C-arm flat panel detector CT: evaluation of patient dose measurements. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **29**, 1930–1936.
- Kyriakou, Y., Deak, P., Langner, O., et al., 2008b. Concepts of dose determination in flatdetector CT. *Phys. Med. Biol.* **53**, 3551–3566.
- Kyriakou, Y., Kolditz, D., Langner, O., et al., 2011. Digitale Volumetomografie (DVT) und Mehrschicht-Spiral-CT (MSCCT): eine objektive Untersuchung von Dosis und Bildqualität. *RöFo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren* **183**, 144–153.
- Lange, J., Karellas, A., Street, J., et al., 2013. Estimating the effective radiation dose imparted to patients by intraoperative cone-beam computed tomography in thoracolumbar spinal surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* **38**, E306–E312.
- Levitt, M.R., Cooke, D.L., Ghodke, B.V., et al., 2011. ‘Stent view’ flat-detector CT and stentassisted treatment strategies for complex intracranial aneurysms. *World Neurosurg.* **75**, 275–278.
- Lindfors, K.K., Boone, J.M., Nelson, T.R., et al., 2008. Dedicated breast CT: initial clinical experience. *Radiology* **246**, 725–733.
- Ludlow, J.B., Davies-Ludlow, L.E., Brooks, S.L., et al., 2006. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac. Radiol.* **35**, 219–226.
- Ludlow, J.B., Ivanovic, M., 2008. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **106**, 106–114.
- Mail, N., Moseley, D.J., Siewerdsen, J.H., et al., 2009. The influence of bowtie filtration on cone-beam CT image quality. *Med. Phys.* **36**, 22–32.
- Manarey, C.R.A., Anand, V.K., 2006. Radiation dosimetry of the FluoroCAT scan for realtime endoscopic

- sinus surgery. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* **135**, 409–412.
- McCullough, C.H., 2005. Automatic exposure control in CT: are we done yet? *Radiology* **237**, 755–756.
- Michel, M.S., Ritter, M., Wertz, H., et al., 2014. Theurological Dyna-CT: ex vivo feasibility study of interventional cross-sectional imaging in the endourological operation room. *World J. Urol.* **32**, 277–280.
- Miller, D.L., Vañó, E., Bartal, B., et al., 2010. Occupational radiation protection in interventional radiology: a joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **21**, 607–615.
- Michell, M.J., Iqbal, A., Wasan, R.K., et al., 2012. A comparison of the accuracy of filmscreen mammography, full-field digital mammography, and digital breast tomosynthesis. *Clin. Radiol.* **67**, 976–981.
- Miracle, A.C., Mukherji, S.K., 2009a. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **30**, 1088–1095.
- Miracle, A.C., Mukherji, S.K., 2009b. Conebeam CT of the head and neck, Part 2: clinical applications. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **30**, 1285–1292.
- Morant, J.J., Salvadó, M., Hernández-Girón, I., et al., 2013. Dosimetry of a cone beam CT device for oral and maxillofacial radiology using Monte Carlo techniques and ICRP adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofac. Radiol.* **42**, 92555893.
- Mori, S., Endo, M., Nishizawa, K., et al., 2005. Enlarged longitudinal dose profiles in conebeam CT and the need for modified dosimetry. *Med. Phys.* **32**, 1061–1069.
- Mozzo, P., Procacci, C., Tacconi, A., et al., 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur. Radiol.* **8**, 1558–1564.
- Nakashima, E., Neriishi, K., Minamoto, A., et al., 2006. A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000–2002: a threshold analysis. *Health Phys.* **90**, 154–160.
- NCRP, 1995. Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low-LET Radiation. NCRP Report No. 122. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2000. Radiation Protection for Procedures Performed Outside the Radiology Department. NCRP Report No. 133. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2005. Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities. NCRP Report No. 147. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2010. Radiation Dose Management for Fluoroscopically Guided Medical Procedures. NCRP Report No. 168. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NCRP, 2012. Reference Levels and Achievable Doses in Medical and Dental Imaging: Recommendations for the United States. NCRP Report No. 172. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- NEMA, 2010. Computed Tomography Dose Check. NEMA Standards Publication XR 25- 2010. National Electrical Manufacturers Association, Arlington, VA.
- NEMA, 2013. New MITA Smart Dose Standard Enhances Dose Optimization and Management in CT Equipment. National Electrical Manufacturers Association, Arlington, VA. Available at: <http://www.nema.org/News/Pages/New-MITA-Smart-Dose-Standard-Enhances-Dose-Optimization-and-Management-in-CT-Equipment.aspx> (last accessed 5 May 2015).
- Neriishi, K., Nakashima, E., Minamoto, A., et al., 2007. Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold. *Radiat. Res.* **168**, 404–408.
- Niklason, L.T., Christian, B.T., Niklason, L.E., 1997. Digital tomosynthesis in breast imaging. *Radiology* **205**, 399–406.
- Ning, R., Chen, B., Yu, R., et al., 2000a. Flat panel detector-based cone beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans. Med. Im.* **19**, 949–963.
- Ning, R., Colbeth, R.E., Chen, B., et al., 2000b. Real time flat panel detector-based volume tomographic angiography imaging: detector evaluation. Proc. SPIE 3977, Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging, 396.

- Nottmeier, E.W., Pirris, S.M., Edwards, S., et al., 2013. Operating room radiation exposure in cone beam computed tomography-based, image-guided spinal surgery. *J. Neurosurg. Spine* **19**, 226–231.
- O'Connell, A., Conover, D.L., Zhang, Y., et al., 2010. Cone-beam CT for breast imaging: radiation dose, breast coverage, and image quality. *AJR Am. J. Roentgenol.* **195**, 496–509.
- Orth, R.C., Wallace, M.J., Kuo, M.D., 2008. C-arm cone-beam CT: general principles and technical considerations for use in interventional radiology. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **19**, 814–820.
- Packard, N.J., Abbey, C.K., Yang, K., et al., 2012. Effect of slice thickness on detectability in breast CT using a prewhitened matched filter and simulated mass lesions. *Med. Phys.* **39**, 1818–1830.
- Padovani, R., Le Heron, J., Cruz-Suarez, R., et al., 2011. International project on individual monitoring and radiation exposure levels in interventional cardiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* **144**, 437–441.
- Paul, J., Jacobi, V., Farhang, M., et al., 2013a. Radiation dose and image quality of x-ray volume imaging systems: cone-beam computed tomography, digital subtraction angiography and digital fluoroscopy. *Eur. Radiol.* **23**, 1582–1593.
- Paul, J., Mbalisike, E.C., Vogl, T.J., 2013b. Radiation dose to procedural personnel and patients from an x-ray volume imaging system. *Eur. Radiol.* **23**, 3262–3270.
- Pauwels, R., Theodorakou, C., Walker, A., et al., 2012a. Dose distribution for dental cone beam CT and its implication for defining a dose index. *Dentomaxillofac. Radiol.* **41**, 583–593.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Collaert, B., et al., 2012b. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur. J. Radiol.* **81**, 267–271.
- Pauwels, R., Stamatakis, H., Bosmans, H., et al., 2013. Quantification of metal artifacts on cone beam computed tomography images. *Clin. Oral Impl. Res.* **24**(Suppl. A100), 94–99.
- Pauwels, R., Zhang, G., Theodorakou, C., et al., 2014. Effective radiation dose and eye lens dose in dental cone beam CT: effect of field of view and angle of rotation. *Br. J. Radiol.* **87**, 20130654.
- Pisano, E.D., Gatsonis, C., Hendrick, E., 2005. Diagnostic performance of digital versus film mammography for breast-cancer screening. *N. Engl. J. Med.* **353**, 1773–1883.
- Podnieks, E.C., Negus, I.S., 2012. Practical patient dosimetry for partial rotation cone beam CT. *Br. J. Radiol.* **85**, 161–167.
- Popescu, S., Stierstorfer, K., Flohr, T., et al., 2005. Design and evaluation of a prototype volume CT scanner. *Proc. SPIE* **5745**, 600–608.
- Poplack, S.P., Tosteson, T.D., Kogel, C.A., et al., 2007. Digital breast tomosynthesis: initial experience in 98 women with abnormal digital screening mammography. *AJR Am. J. Roentgenol.* **189**, 616–623.
- Pouliot, J., Bani-Hashemi, A., Chen, J., et al., 2005. Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **61**, 552–560.
- Psychogios, M.N., Buhk, J.H., Schramm, P., et al., 2010. Feasibility of angiographic CT in peri-interventional diagnostic imaging: a comparative study with multidetector CT. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **31**, 1226–1231.
- Racadio, J.M., Babic, D., Homan, R., et al., 2007. Live 3D guidance in the interventional radiology suite. *AJR Am. J. Roentgenol.* **189**, W357–W364.
- Ramdian-Wihlm, R., Le Minor, J.M., Schmittbuhl, M., et al., 2012. Cone-beam computed tomography arthrography: an innovative modality for the evaluation of wrist ligament and cartilage injuries. *Skeletal Radiol.* **41**, 963–969.
- Rastegar, N., Eckart, P., Mertz, M., 2002. Radiation-induced cataract in astronauts and cosmonauts. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* **240**, 543–547.
- Rehani, M.M., 2013. Challenges in radiation protection of patients in the 21st Century. *AJR Am. J. Roentgenol.* **200**, 762–764.
- Rehani, M.M., Berry, M., 2000. Radiation doses in computed tomography. *BMJ.* **320**, 593–594.
- Rehani, M.M., Ortiz López, P., 2006. Radiation effects in fluoroscopically guided cardiac interventions – keeping them under control. *Int. J. Cardiol.* **109**, 147–151.
- Rehani, M., Frush, D., 2010. Tracking radiation exposure of patients. *Lancet* **4**, 376, 754–745.
- Rehani, M.M., Frush, D.P., 2011. Patient exposure tracking: the IAEA smart card project. *Radiat. Prot. Dosimetry* **147**, 314–316.

- Rehani, M.M., Vañó, E., Ciraj-Bjelac, O., et al., 2011. Radiation and cataract. *Radiat. Prot. Dosimetry* **147**, 300–304.
- Rehani, M.M., Srimahachota, S., 2011. Skin injuries in interventional procedures. *Radiat. Prot. Dosimetry* **147**, 8–12.
- Reichardt, B., Sarwar, A., Bartling, S.H., et al., 2008. Musculoskeletal applications of flatpanel volume CT. *Skeletal Radiol.* **37**, 1069–1076.
- Robb, R.A., 1982. Dynamic spatial reconstructor: an x-ray video fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans. Med. Im.* **MI-1**, 22–23.
- Ross, W.R., Dawn, C., Fitzgerald, P., et al., 2004. Performance and Pre-clinical Results from a Flat-panel-based Volumetric CT System. Proceedings of 90th Scientific Assembly and Annual Meeting of the Radiological Society of North America, 28 November–3 December 2004, Chicago, IL, USA, SSG18-02.
- Roy, O.P., Angle, J.F., Jenkins, A.D., et al., 2012. Cone beam computed tomography for percutaneous nephrolithotomy: initial evaluation of a new technology. *J. Endourol.* **26**, 814–818.
- Saint-Félix, D., Troussset, Y., Picard, C., et al., 1994. In vivo evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys. Med. Biol.* **39**, 584–595.
- Sanchez, R.M., Vañó, E., Fernández, J.M., et al., 2014. Brain radiation doses to patients in an interventional neuroradiology laboratory. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **35**, 1276–1280.
- Schafer, S., Nithianathan, S., Mirota, D.J., et al., 2011. Mobile C-arm cone-beam CT for guidance of spine surgery: image quality, radiation dose, and integration with interventional guidance. *Med. Phys.* **38**, 4563–4574.
- Schafer, S., Stayman, J.W., Zbijewski, W., et al., 2012. Antiscatter grids in mobile C-arm cone-beam CT: effect on image quality and dose. *Med. Phys.* **39**, 153–159.
- Schueler, B.A., Sen, A., Hsiung, H.H., et al., 1997. Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical x-ray angiography system. *Acad. Radiol.* **4**, 693–699.
- Schulz, B., Heidenreich, R., Heidenreich, M., et al., 2012. Radiation exposure to operating staff during rotational flat-panel angiography and C-arm cone beam computed tomography (CT) applications. *Eur. J. Radiol.* **81**, 4138–4142.
- Seuri, R., Rehani, M.M., Korttesniemi, M., 2013. How tracking radiologic procedures and dose helps: experience from Finland. *AJR Am. J. Roentgenol.* **200**, 771–775.
- Shah, A., Aird, E., Shekhdar, J., 2012. Contribution to normal tissue dose from concomitant radiation for two common kV-CBCT systems and one MVCT system used in radiotherapy. *Radiother. Oncol.* **105**, 139–144.
- Shope, T.B., Gagne, R.M., Johnson, G.C., 1981. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med. Phys.* **8**, 488–495.
- Sierzenski, P.R., Linton, O.W., Amis, E.S., Jr, et al., 2014. Applications of justification and optimization in medical imaging: examples of clinical guidance for computed tomography use in emergency medicine. *J. Am. Coll. Radiol.* **11**, 36–44.
- Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A., 1999. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: effects. *Med. Phys.* **26**, 2635–2647.
- Siewerdsen, J.H., Jaffray, D.A., 2001. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med. Phys.* **28**, 220–231.
- Sistrom, C.L., Dang, P.A., Weilburg, J.B., et al., 2009. Effect of computerized order entry with integrated decision support on the growth of outpatient procedure volumes: seven-year time series analysis. *Radiology* **251**, 147–155.
- Song, W.Y., Kamath, S., Ozawa, S., et al., 2008. A dose comparison study between XVI and OBI CBCT systems. *Med. Phys.* **35**, 480–486.
- Sowards-Emmerd, D., Balakrishnan, K., Wiener, J., Shao, L., Ye, J., 2009. CBCT-subsystem Performance of the Multi-modality Brightview XCT System (M09-26). Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2009 IEEE, p. 3053–3058.
- Spezi, E., Downes, P., Jarvis, R., et al., 2012. Patient-specific three-dimensional concomitant dose from

- cone beam computed tomography exposure in image-guided radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **83**, 419–426.
- Stock, M., Palm, A., Altendorfer, A., et al., 2012. IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites. *Radiother. Oncol.* **102**, 355–363.
- Sutton, D.G., Martin, C.J., Williams, J.R., et al., 2012. Radiation Shielding for Diagnostic Radiology. British Institute of Radiology, London.
- Suzuki, S., Yamaguchi, I., Kidouchi, T., et al., 2011. Evaluation of effective dose during abdominal three-dimensional imaging for three flat-panel-detector angiography systems. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* **34**, 376–382.
- Theodorakou, C., Walker, A., Horner, K., et al., 2012. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam CT using anthropomorphic phantoms. *Br. J. Radiol.* **85**, 153–160.
- Tuominen, E.K.J., Kankare, J., Koskinen, S.K., et al., 2013. Weight-bearing CT imaging of the lower extremity. *AJR Am. J. Roentgenol.* **200**, 146–148.
- Tyan, Y.S., Li, Y.Y., Ku, M.C., et al., 2013. The effective dose assessment of C-arm CT in hepatic arterial embolisation therapy. *Br. J. Radiol.* **86**, 20120551.
- Tzedakis, A., Damilakis, J., Perisinakis, K., et al., 2005. The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. *Med. Phys.* **32**, 1621–1629.
- Vañó, E., González, L., Beneytez, F., et al., 1998. Lens injuries induced by occupational exposure in nonoptimized interventional radiology laboratories. *Br. J. Radiol.* **71**, 728–733.
- Vañó, E., Kleiman, N.J., Duran, A., et al., 2010. Radiation cataract risk in interventional cardiology personnel. *Radiat. Res.* **174**, 490–495.
- Vañó, E., Kleiman, N.J., Duran, A., et al., 2013. Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **24**, 197–204.
- Wallace, M.J., Kuo, M.D., Glaiberman, C., et al., 2008. Three-dimensional C-arm cone-beam CT: applications in the interventional suite. *J. Vasc. Interv. Radiol.* **19**, 799–813.
- Wang, X., 1997. Volume Tomographic Angiography. PhD thesis. University of Rochester, Rochester, NY.
- Wen, N., Guan, H., Hammoud, R., et al., 2007. Dose delivered from Varian's CBCT to patients receiving IMRT for prostate cancer. *Phys. Med. Biol.* **52**, 2267–2276.
- Wielandts, J.Y., Smans, K., Ector, J., et al., 2010. Effective dose analysis of three-dimensional rotational angiography during catheter ablation procedures. *Phys. Med. Biol.* **55**, 563–579.
- Wiesent, K., Barth, K., Navab, N., et al., 2000. Enhanced 3D reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures. *IEEE Trans. Med. Im.* **19**, 391–403.
- Wintermark, M., Lev, M.H., 2010. FDA investigates the safety of brain perfusion CT. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* **31**, 2–3.
- Wiper, A., Katira, A., Roberts, D.H., 2005. Interventional cardiology: it's a hairy business. *Heart* **91**, 1432.
- Yuan, M.K., Tsai, D.C., Chang, S.C., et al., 2013. The risk of cataract associated with repeated head and neck CT studies: a nationwide population-based study. *AJR Am. J. Roentgenol.* **201**, 626–630.
- Zbijewski, W., De Jean, P., Prakash, P., et al., 2011. A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: design, optimization, and initial performance characterization. *Med. Phys.* **38**, 4700–4713.
- Zhang, G., Marshall, N., Bogaerts, R., et al., 2013. Monte Carlo modeling for dose assessment in cone beam CT for oral and maxillofacial applications. *Med. Phys.* **40**, 072103.

付 属 書 A. CBCT における患者線量の評価

(A1) この付属書では、CBCT における患者線量の測定と、その限界に関する詳細を記述する。要約は A.5 節に示す。CBCT における線量測定のために広範な説明は、ICRU Report 87 (2012) を参照のこと。

A.1 CBCT における線量測定

(A2) CBCT では、比較的大きな体積の 3D 画像撮影のため、幅の広い X 線ビームを使用する。1990 年代の中頃以降、MDCT ではスライス数が増え続け、それに伴って X 線ビームの幅も広がっている。高性能の広範囲 MDCT 装置によって得られる z 軸方向の撮影範囲は、今日、CBCT のそれに匹敵するものである。装置が進歩したことで、広範囲検出器により適切に対応できる CT 線量測定法を開発しようという動きが生まれた。結果として、測定法が確立されており、ファントムが既に存在する MDCT 線量測定の研究の一部は、CBCT の線量測定に活かすことができる。この付属書では、標準的なナロービームの MDCT の形式を CBCT に直接応用する際の欠点を考察する。CBCT 線量測定の包括的な枠組みを構築するため、これらの問題の解決法を記述する。

(A3) CT 線量測定は CTDI のコンセプトを中心に進化してきた。1980 年代に導入されて以降 (Shope ら, 1981), CTDI はそれを採用する当局 (米国食品医薬品局, IEC, およびその他類似の政府機関) に応じてさまざまな様式をとっている。CTDI は主に、さまざまな CT 装置の線量特性を比較するため、装置の性能の安定性試験 (品質管理) のため、さらに場合によっては、(CTDI は患者線量の直接評価を行うものではないという事実にもかかわらず) 患者線量推定のために用いられてきた。CTDI のコンセプトに関する詳細な説明は、ICRU Report 87 (2012) を参照されたい。

(A4) 最新の CT および CBCT 装置で使われているワイドビームにより、CTDI の測定はますます複雑化している (Abuhaimeid ら, 2014)。公称ビーム幅が 20 mm であったとしても、100 mm の長さで測定される CTDI ($CTDI_{100}$) ではポリメチルメタクリレート (PMMA) ファントムの線量プロファイルの端の部分のカバーできないことは明らかである。 $CTDI_{100}/CTDI_{\infty}$ の比率は「CTDI 測定効率」と呼ばれる。Kyriakou ら (2008b) は、200 mm のコリメーションで、 $CTDI_{\infty}$ を 1% 以内で近似させるためには、600 mm を超える積分長が必要であろうことを明らかにしている。

(A5) CBCT 照射野内（できれば空中）を移動できる一点の線量が測定できる検出器を用いた、O アームシステムにおける代替的な CTDI 推定法が提案されている（Herrnsdorf と Söderberg, 2013）。

(A6) CTDI 測定効率に関する問題が、ワイドビーム CT 線量測定の新たなアプローチの基礎となっている。IAEA（2011a）は、IEC（2010）により提案された 2 段階アプローチを採用した。この改良アプローチに関する詳細は、ICRU Report 87（2012）を参照のこと。

(A7) CTDI 単独では患者線量の指標として有用ではないことを明言しておくことは有益であろう。CTDI のような測定値と線量を関連付けるため、臨床現場では相対的な患者線量指標として $CTDI_{vol}$ と DLP が広範に使用されてきている。 $CTDI_{vol}$ と DLP の関係は次式のようになる：

$$DLP = L \cdot CTDI_{vol}$$

ここで L はスキャン長である。この $CTDI_{vol}$ のパラダイムは、ヘリカルスキャンを用いない、あるいはスキャン中に患者を動かさない場合には問題がある（多くの CBCT 装置と同様に）。このような場合には、 $CTDI_{vol}$ 値は線量を著しく過大評価したものとなる（Dixon と Boone, 2010a）。

A.2 診療現場でのスキャン法および臨床ベースの CBCT システム

(A8) 臨床ベースのシステムには、頭頸部 CBCT、bCT および歯顎顔面用 CBCT がある。歯顎顔面用 CBCT 装置の特徴は、システムに応じてさまざまな FOV サイズが提供されているという点である。これにより、局所領域（すなわち 1 本の歯とそのごく周辺）のスキャンや顎顔面のスキャンが可能となる。水平コリメーションの使用やその他の要素により、軸位断面の線量分布が複雑になり、線量測定にはさらなる課題が加わる（Pauwels ら, 2012a）。加えて歯顎顔面用 CBCT システムは座位または立位で撮影されることから、ファントムと線量計の設置に関して実務的な複雑さを生じている。

(A9) 歯科用システムにおいては、SEDEXCT Consortium の報告（EC, 2012a）で、KAP および CTDI 様の測定値の使用について論じられている。製造業者からそのような測定に関するデータが提供されている場合、CTDI の測定は試運転中に実施すべきであると提案されている。歯顎顔面用 CBCT で使用するには、従来の CTDI では欠点があることから（MDCT に比べ CBCT の方がビームは広く非対称性が大きいため）、Consortium は独自の CBCT 線量指標（CBCT DI）の定義を試みた（Pauwels ら, 2012a）。このような取り組みの中、カスタマイズされたファントム（SEDEXCT DI）が開発された。これを図 A.1 に示す。このファントムには、測定装置を設置するのに適した挿入部があり、4 つの電離箱プレート（22 mm ×

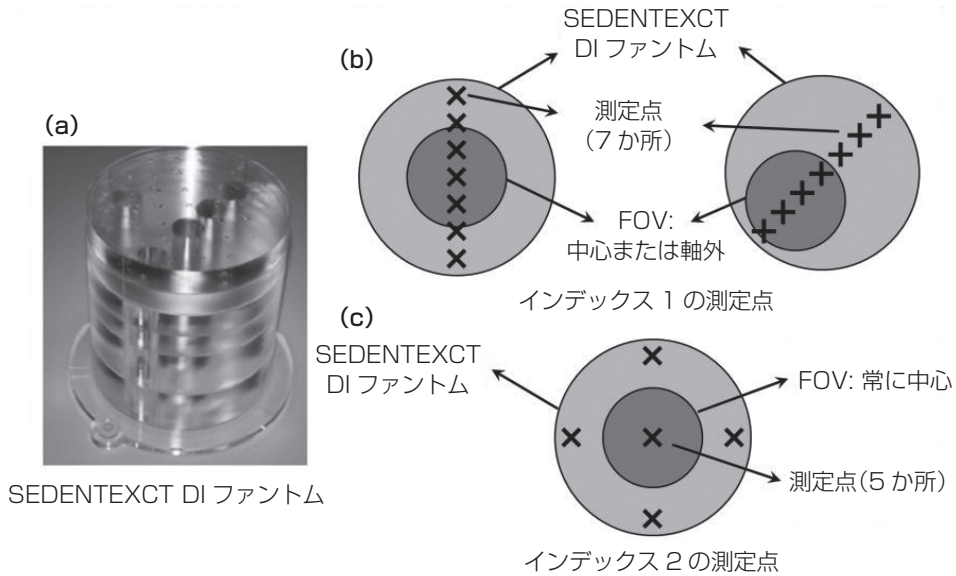


図 A.1 (a) 歯顎顔面用コーンビーム CT システムにおける線量測定のための SEMENTEXCT 線量指標 (DI) ファントム (Leeds Test Objects, Boroughbridge, UK)

(b), (c) インデックス 1 およびインデックス 2 の推定のための測定点

SEMENTEXCT Project Consortium のため Ruben Pauwels により提供された図 (Pauwels ら 2012a; EC, 2012a)。

FOV: 有効視野

2 個, 44 mm×2 個), 1つの熱ルミネッセンス線量計プレート (22 mm 厚), および 1つのフィルムプレート (22 mm 厚) から構成されている。22, 44 および 66 mm 幅の 3つのアダプタが付属しており, チャンバーの径を 26 mm から 13 mm に縮小できる。図 A.1 に 2つの測定の設定 (インデックス 1, インデックス 2) を示す。インデックス 1 は, ファントムの径に沿って FOV 中心とファントムの中心を結ぶ線を測定した, 7つの測定値の平均として定義される。これにより中心または軸外に FOV を配置できる。インデックス 2 は CTDI_w を調整したものである。中心軸面に小体積の電離箱を置いて測定し, 中心の測定値と 4つの周辺測定値の平均値の 1/2 で重み付けする。このインデックスでは, FOV は必ず中心になければならない。

(A10) 加えてドイツの規格 DIN 6868-161 には, 歯顎顔面用 CBCT の線量測定法が記載されている。これは検出器表面にアクセス可能であれば, あらゆる装置に応用できる (DIN, 2013)。ここで提案されている測定法は, ファントムを用いない検出器での線量測定に基づき, アイソセンタでの線量を推定するため幾何的係数によって補正される。

(A11) 線量指標の測定値を患者線量に換算する方法のほか, ささまざまな指標の候補について詳細な検証が必要である。Araki ら (2013) は, 歯顎顔面用 CBCT の DRL を確立するために, SEMENTEXCT により提案された CBCT DI および KAP を用いることができるだろうと提案し

ているが、これらの指標と患者線量との関係はまだ確認されていないとしている。

(A12) 臨床ベースの CBCT システムのために標準化された線量指標は、他の CBCT システムのそれと異なると考えられるが、測定値の実用性と QA におけるその重要性の両方を考慮することが重要である。ファントムを用いない CBCT 線量測定のための換算係数が確立されるまで、ファントム測定には QA の観点から重要な利点がある。

(A13) 製造業者が CTDI の値を提供している場合、この値は試運転の時に測定されるべきである。しかし、必ずしもすべての装置にそのような初期測定値が提供されているわけではない。CBCT 線量測定に用いられているもう 1 つの線量指標が KAP である。これはパノラマ撮影および頭部 X 線規格撮影に用いられることが多く、もちろん、X 線撮影および透視においても広く用いられている。一部の装置は照射後に画面上に KAP 値を表示する。そのような測定値の精度は医学物理士によって検証されるべきである。KAP の使用は HPA により提案されている (2010a)。KAP の主な利点は、特定のポイントでの線量測定とビーム断面から容易に計算できるという点である。これは歯科病院で CBCT 線量を監査するのに適していると考えられる (HPA, 2010b)。SEDENTEXCT Consortium は、そのような測定値が提供されない場合、医学物理士は臨床で使用されるすべての設定においてそのような測定値の記録を作成すべきであると提案している。これにより歯科医は国および国際的な監査レベルと比較することができる (EC, 2012a)。

(A14) 技術的には上記の方法は他の臨床ベースのシステム、たとえば頭頸部の画像撮影や、可能性として bCT のシステムにも適用できると考えられる。しかし現在のところ、そのような装置の測定に関する標準化は行われていない。CBCT 線量測定の標準化という問題がほとんど未解決であるという事実は明白である。

A.3 C アーム CBCT システム

(A15) C アーム CBCT システムでは、撮影台まわり全周を回転させることはできない。一部のシステムでは 180° + ビーム角のみ回転し (Fahrig ら, 2006)、患者 / ファントムの不均一な体軸方向の線量付与が生じる。ファントムの場合、 $z=0$ で z 軸と交差する中心面の、ファントムへの X 線管に最も近い側で最大線量となる。ヒール効果がない理想的な場合、最大線量は回転角の 2 等分線上で生じると考えられる。ヒール効果が存在する場合は、最大線量は 2 等分線付近で生じる。

(A16) C アーム CBCT において、Fahrig ら (2006) はファントムの中心面 ($z=0$) に対する平均線量を示す指標を提案している：

$$\bar{D}(0) = \frac{1}{3}D_0 + \frac{2}{3}\bar{D}_p$$

ここで D_0 は中心面の中心点 (z 軸上) の線量を、 D_p は平均周辺線量を示す。この式は $CTDI_w$ の計算に用いられたものと同様の加算平均法が用いられている。 $CTDI_w$ とは、回転が 360° よりも小さい従来の CT 装置の線量測定に用いられている指標である。Fahrigら(2006)は、Farmer 形電離箱を用いた計算を行い、頭部ファントムの表面から 1 cm の深さで中心と 8 つの周辺点での線量を測定した。Podnieks と Negus (2012) は、電離箱の位置が慎重に考慮されていた場合、 $CTDI_w$ と照射長から、実効線量を許容できる精度で推定できることを明らかにした。

A.4 CT線量測定のための統合的アプローチ

(A17) ICRU Report 87 (2012) において、現在の $CTDI$ に基づく CT 線量測定法の欠点を補う CT 線量測定法を提案するため、膨大な数の研究がレビューされている。Dixon と Boone (2010b) によるかつての研究では、ヘリカルスキャンが可能な装置 (たとえば MDCT 装置)、および (大半の CBCT 装置と同様に) 軸位断像のみを取得する装置での線量測定に関する統合的形式が示されている。一連の指標と新たなポリエチレン 600 mm 長のファントムの使用が提案されている。この手法はすでに AAPM (2010) で記載されているが、本書では、ICRU Report 87 (2012) に記載されている表記を使用した。この手法の数学的基礎は本書の範囲外であるが、簡単に以下に述べる。

(A18) 線量として $CTDI_L$ を提案する。これの物理的意味は、 $z = -L/2$ から $z = +L/2$ までのスキャン長の中心 ($z=0$) での線量、ということである。この式は、($z=0$ で) ファントムの中心面が受ける線量を推定する方法となる。大半の CBCT 装置で採用されている軸位スキャンの場合、 $CTDI$ に相当する数量は直観的に、 z 軸上のビームの中心点での線量である。 $f(z)$ が線量プロファイルの関数である場合は、この線量は $f(0)$ である。 $z=0$ を中心とする同じ軸位スキャンの数 (N) について、問題となる線量は $Nf(0)$ と等しい。

A.4.1 公 式

(A19) ヘリカル CT スキャンの場合、スキャン長 ($-L/2 \sim +L/2$) の中心における累積吸収線量分布は、スキャン長 L の $\Pi(z/L)$ という矩形関数を用いた体軸方向の線量プロファイルの畳み込みにより表される。この式は X 線管電流を変調しない場合にのみ有効である。図 A.2 は、モンテカルロシミュレーションにより作成した、さまざまなスキャン長をもつ一連のヘリカル CT スキャンに関する、正規化した累積吸収線量分布を示している (Boone, 2009)。

(A20) ビーム幅 L におけるビームの中心部分 ($z=0$) での線量 $D_L(0)$ は、ビーム幅の広がりに応じて増加する。これは図 A.2 を参照されたい。ビーム幅が増加すると、 $D_L(0)$ は漸

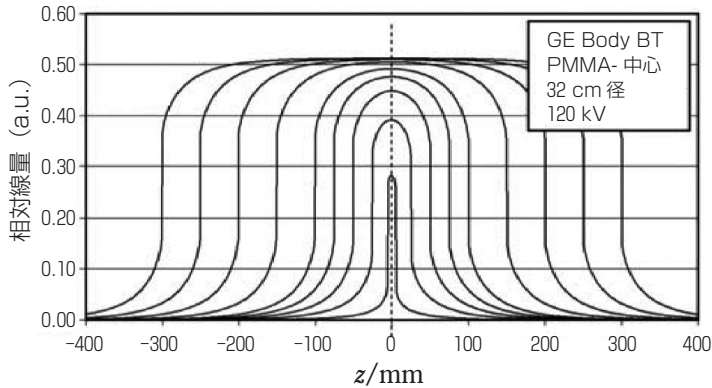


図 A.2 さまざまなスキャン長 [10 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm, 300 mm, 400 mm, 500 mm および 600 mm (グラフの中心から外縁まで)] に関する z 位置の関数としての正規化された吸収線量

これらのデータは、320 mm 径のポリメチルメタクリレートファントムを用い、120 kV で、GE Lightspeed 16-全身用ボウタイフィルタを用いて、スキャン長を特徴付ける矩形関数により、モンテカルロシミュレーションで計算した線量分布関数の量み込みにより求めた。出典：ICRU (2012)

近的に極大値に近づく。この数値は「平衡線量 (D_{eq})」と呼ばれ、(線量プロファイル全体を収集したときの) $CTDI_{\infty}$ として理解できる。

A.4.2 スキャン長 L のヘリカルスキャンからの累積吸収線量分布

(A21) ガントリ回転から b の距離だけ寝台が離れているときの、ヘリカルスキャンの累積吸収線量分布 $D_L(z)$ を、次式により算出できる。これは管電流変調を使用しなかった場合のみ適用できる。

$$D_L(z) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z-z') dz'$$

(A22) $z=0$ のとき、ピッチ (p) が $p=b/nT$ として定義されることを踏まえ、上記の式は次のようになる：

$$D_L(0) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz' = p \cdot CTDI_L$$

(A23) $p=1$ のとき $D_L(0) = CTDI_L$ であることに注意する。概念的には、 L の関数としての $D_L(0)$ では、図 A.2 において $z=0$ に垂直な線に沿ったデータポイントを使用している。

(A24) 漸近線 D_{eq} が非常に長いスキャン長に達するまで $D_L(0)$ は L に依存する。この依存性を表すことができる新しい関数を導入する必要がある。数学的に同義である関数 $h(L) = D_L(0)$ は従って次のようになる：

$$h(L) = \frac{1}{b} \int_{-L/2}^{+L/2} f(z') dz'$$

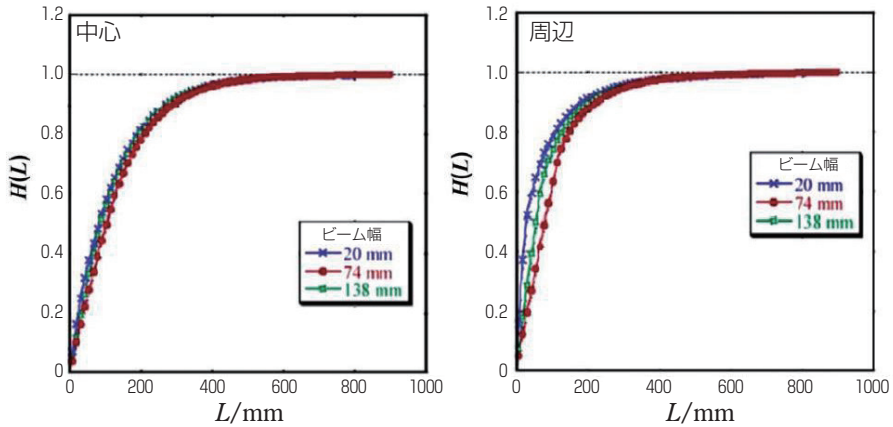


図 A.3 測定された $H(L)$ の曲線を示すグラフ

これらのデータは長さ 900 mm、直径 320 mm のポリメチルメタクリレートファントムを 120 kV でスキャンして測定した。中心位置（左図）および周辺位置（右図）の各プロットに、3つのビームのコリメーション幅を示す。出典：Moriら（2005）

(A25) 概念的に $h(L)$ は、検出器をファントム中心に維持し、スキャン長 L について z 軸上で遮られる線量プロファイルの積分値である。

(A26) $z=0$ での累積吸収線量を D_{eq} に正規化したとき、上式は次のようになる：

$$H(L) = \frac{h(L)}{D_{\text{eq}}} = \frac{D_L(0)}{D_{\text{eq}}}$$

(A27) 図 A.3 は Moriら（2005）が測定した $H(L)$ 曲線を示している。長いスキャン中では、スキャン長 L の関数としての最大 $H(L)$ 値は、漸近的に「1」に近づく。これは「rise to dose equilibrium curve（線量平衡までの上昇曲線）」と呼ばれてきた。 $L \rightarrow \infty$ で $H(L)$ が「1」に正規化される時、この関数には $h(L)$ が持つような X 線管の出力情報は含まれない。

(A28) rise to equilibrium curve（線量平衡までの上昇曲線）の物理的解釈は、プロファイルの漸近線の裾野に達することができるようにスキャンとファントムは十分に長くする必要があり、ということである。スキャンが長いほど、 $H(L)$ は「1」に近づく。したがってこの表記は、実線量の収集において短いスキャンの効率は比較的低いこと、さらにこの効率はスキャン長が長いほど高いことを示すのに適している。

A.4.3 ファントム

(A29) 300 mm 径のファントムでは、 D_{eq} の約 98% の情報を収集する（これは、スキャンプロファイルを 98% の効率でとらえることに相当する）ために少なくとも 400 mm 長が必要であろうことが示されている。標準の 320 mm 径ファントムの場合、同じ測定効率を得るためには 425 mm の長さが必要である。この問題に対応するため、ICRU Report 87 に責任を有する

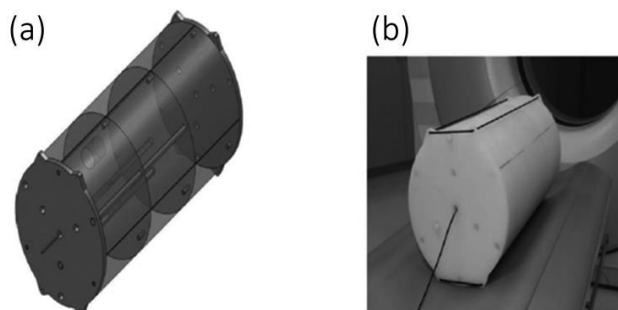


図 A.4 ICRU/AAPM TG 200 ファントム

このファントムは高密度ポリエチレン ($0.97\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$) 製で直径 300 mm、長さ 600 mm であり、 $h(L)$ および $H(L)$ の測定に十分なものである。

(a) ファントムの設計。(b) ファントムの写真。このファントムは大型で、重量は約 41 kg ある。したがって、3つの異なるセクションからなるモジュールとして設計されている。出典：ICRU (2012)

委員会は、Report 200 (AAPM, 2015) に責任を有する米国医学物理学会 (AAPM) のタスクグループと協働して取り組んだ。この協働の結果として、図 A.4 に示すファントム「ICRU/AAPM TG 200」が開発された。

A.4.4 rise-to-equilibrium dose curve (線量平衡までの上昇曲線) の実際的な測定

(A30) $H(L)$ または $h(L)$ 曲線の測定方法は、Report 111 (AAPM, 2010) と ICRU Report 87 (2012) に詳細に記載されている。ここでは測定法の簡単で直感的な説明を示す。

(A31) 長いファントムと積算型の指頭型電離箱が必要である。さまざまな長さの一連のヘリカルスキャンを実施し、指頭型電離箱で積算した空気カーマを記録する。スキャンは電離箱の位置に集中させる。電離箱による空気カーマの測定値を、ヘリカルスキャンの長さの関数としてプロットする。

(A32) リアルタイムの線量計を利用できる場合は、rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) は1回の長いスキャンで得られたデータによりプロットできる。この場合は線量計により、ファントムの全長に沿った完全な線量プロファイルを作成できる。曲線上のさまざまなポイントは、適切な積分限界 ($-L/2 \sim +L/2$) を用いた線量プロファイル曲線を積算することで計算できる。ここで L は、ファントム中心のリアルタイム線量計に集中した総積分長である。

A.4.5 軸位スキャンのみが可能な装置での測定

(A33) 上記の方法は、ヘリカルスキャンが可能な MDCT 装置における測定に有用である。しかしほとんどの CBCT 装置では、ヘリカルスキャンを行わない。スキャン中に寝台の移動が不可能であるので、ヘリカルスキャンにおける CTDI に相当する数値を得ることが必要との

考えから、この方法を改良する必要がある。前述のとおり、この数値は $f(0)$ である (Dixon と Boone, 2010b)。実際には $f(0)$ は、ファントムとビームの中心に電離箱をおいて、可能な限り最も薄いコリメーションから始めて、最も広いコリメーションまでビーム幅を変えて測定する。すると、この測定値をビーム幅 α に対してプロットすることができる。ビーム幅が470 mmを超えると $f(0)$ について到達するであろう平衡値である A_{eq} に対して、この数値を正規化してもよい。したがって、軸位スキャンに関する正規化される approach-to-equilibrium curve (平衡曲線への接近) は部分的なものにすぎず、漸近的に「1」に達することはない。コーンビーム幅 α の横断像CTで、線量 $f(0)_\alpha = H(\alpha) A_{eq}$ のとき、従来のCT線量 $D_L(0)$ はスキャン長 L の関数として記述できる。これには普通の平衡線量定数 A_{eq} 、普通の散乱平衡長 $\alpha_{eq} = L_{eq}$ 、さらに普通関数 $H(\lambda)$ が含まれ、両方のモダリティについて線量平衡までの相対的アプローチを記述するものである。ここで $\lambda = \alpha$ または $\lambda = L$ であり、したがって $f(0)_\alpha = H(\alpha) A_{eq}$ かつ $D_L(0) = H(L) D_{eq} = H(L) (b/\alpha) A_{eq}$ である。ビームをコリメーションする機能をもたない軸位スキャナの場合、線量測定のためにX線管の正面に挿入できるコリメーションゲージを装備してもよい。

(A34) CTDIを得るために必要な積分は、寝台の移動があるが故であることを断っておかなければならない。CTDIの定義は、ファントムの中心部分に対する線量は、隣接領域からの散乱の影響があることを示している。この現象は軸位スキャンの場合は一切認められない。したがって、ファントムの中心領域周辺の線量は一貫して過大評価される。

A.4.6 ICRU Report 87の勧告

CTDI_{vol}およびCTDI_{air}の測定

(A35) 従来から、CTDI_{vol}はCT線量の測定と関わるものであった。さらにIECは、CT装置の制御画面上にはCTDI_{vol}が表示されるべき、とも勧告している。ICRUはCTDI_{vol}および自由空気中のCTDI_{vol}を、160 mmおよび320 mm径のPMMAファントムを用いて、臨床的に関連するmAsの設定で、臨床に使用する管電圧範囲全体で、受入検査時に測定することを勧告している。さらにCTDI_{vol}は、体格固有線量推定値(SSDE)およびrise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線)の正規化に用いられる。CTDI_{air}*に特徴付けられるCTスキャナのX線出力は、受入検査、ならびにスキャナの線量と関連する主要な要素の変更後に測定すべき、重要な測定値である。

ファントムによる線量測定

(A36) 医学物理士が勧告に従って受け入れテストでCTDI_{vol}およびCTDI_{air}を測定してあ

*訳注 自由空気中のCTDI_{vol}

り、定期的な $CTDI_{air}$ 測定結果が安定している場合は、ファントムの $CTDI_{vol}$ の測定を繰り返す必要はない。

(A37) 製造業者は、臨床現場で使用するにあたって合理的な広さの幅をもったビーム設定について、スキャナの rise-to-equilibrium curve (線量平衡までの上昇曲線) および $H(L)$ や $h(L)$ など関連指標についての包括的なデータセットを測定し、使用者に提供すべきである。 $CTDI_{vol}$ により正規化される $H(L)$ 曲線であり、したがって患者線量と関係している $G(L)$ も提供されるべきである。

(A38) 全長 600 mm のファントムで測定される $G(L)$ が、ファントムの 200 mm のスライスで取得された部分的 $G(L)$ 測定値と関連づけられるよう、ファントムの中心の 200 mm のスライスのみを用いて測定した $CTDI$ 測定値も、製造業者から提供されるべきである。

患者線量の推定

(A39) 患者線量は、 $CTDI_{vol}$ に加え SSDE を用いて推定することもできる。この方法は ICRU Report 87 (2012) および Report 204 (AAPM, 2011b) に記述されている。ただし、 $CTDI_{vol}$ の計算は、C アーム CBCT 装置などのような部分回転する軸位断 CT については異なる可能性があることは考慮すべきである。患者の移動がない完全軸位スキャンの場合も、 $CTDI_{vol}$ は患者線量を過大評価することになる (Dixon と Boone, 2010b)。この事実は、 $f(0)$ の測定値からの患者線量推定には新たな係数が必要であることを明確に示している。

A.5 線量の追跡と報告

(A40) 透視と断層撮影 (CBCT) の両方に使用されるシステムでは、新たな課題が生じる。透視線量は、通常装置からは KAP として得られる一方で、CBCT の線量は現在、さまざまな製造業者からさまざまな単位で提供されている。いまのところ 1 回の手技について患者に照射される総線量を評価する方法はない。さらに、1 回の CT 撮影と 1 回または数回のデジタルサブトラクション血管造影の間の患者線量の比較を容易にする必要がある。このことについては検討の必要があり、このシステムは透視と CT の線量を比較するのみでなく、線量を合計する手段にもなるはずである。さらに、1 人の患者の線量追跡と報告も可能とされるべきである。というのも、ICRP の定めている正当化と最適化の原則に関係するプロセスの強化のため、これを行うことの重要性がますます高まっているためである (Rehani と Frush, 2011; Seuri ら, 2013)。表示される線量推定値の誤差は 20% を超えてはならない (IAEA, 2011b; IEC, 2011; EC, 2012b)。CT および血管造影における RDSR は、今後登場するモダリティの出力を報告するためにも利用できる。さまざまな方向のビームに関する KAP 値は、画像取得に step-and-shoot 法を用いれば RDSR の中で報告できる。加えて KAP は、透視などの 2D の検査との直接比較

を促進するために、透視やそのほかの方法に CBCT を用いる際に参照することもできる。実効線量は、患者線量の報告に適した線量値ではない。

A.6 おわりに

(A41) CBCT の線量測定にはさまざまな方法が発表されている。しかし、CBCT が本当に有用かどうかを評価するためには、CT に比べて低いと主張されている線量について、直接比較できる指標が必要である。ICRU (2012) が提案した統合的 CT 線量測定法は、CBCT の線量測定を標準化できるかもしれない。この方法は、CT 撮影で既に臨床に使用されている装置に変更を加えることなく、実施することができる。さらに、考察された方法は、放射線治療に用いる CBCT、臨床ベースのシステム、乳房専用システム、C アームシステムなど多種多様な CBCT 装置の線量測定に使用できる。本付属書に示している CTDI に基づく測定値を軽視すべきではない。CTDI には限界があるものの、数多くのシステムで長年にわたり使用されており、さらに製造業者や使用年数にかかわらず、CT 装置の出力の重要な比較を可能にする。さらに、今日利用できる患者線量推定のための係数は、 $CTDI_{vol}$ に基づいたものなのである。

ICRP Publication 129

コーンビーム CT (CBCT) における放射線防護

2023年2月15日 初版第1刷発行

監修 米倉 義晴

翻訳 対馬 義人

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・廃棄物研究部門

電話 03-5114-2265 (課代表)

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

© Nuclear Regulation Authority, Japan, 2023

Printed in Japan

DTP 株式会社フォレスト

【非売品】

ICRP

Publication 129