

ツジフィルターと楔形照射野を用いているときには、面積線量計を使用する利点は明らかであろう。わが国では面積線量計の利用率が欧州諸国より低いようであるが、DAP が検査全体に対する患者のデトリメントに関係する実用量として利用され、各施設での患者線量モニターとして面積線量計の普及が望まれる。

個別の組織臓器の放射線感受性の相違を無視した1次近似では、患者の放射線被ばくによるデトリメントは付与エネルギー (energy imparted, ϵ)、即ち積分線量 integral dose と呼ばれる量に比例する。英国の Shrimpton らの研究によると、管電圧 60 kV 程度の低エネルギーX線では、患者に入射するX線の大半は患者自身に吸収されるため、積分線量は高い正確さでもって DAP から推定できる [Shrimpton84]。積分線量を実測することは困難であるが、防護の目的には DAP は充分高精度に正確に実測でき、そのための専用の線量計 (面積線量計) も市販されている。また、積分線量あるいは DAP と実効線量の関係は、口内法撮影について、モンテカルロ法に基づき Hayami や Sato らによって詳細に研究された [Hayami97; Sato02]。

コンピュータ断層撮影 (CT)

CTでは従来のX線検査とまったく異なる照射条件で撮影が行われるので、異なる線量計測定が必要である [Kalender00; Nagel02]。CT検査による患者線量は比較的高く、CTに対する診断参考レベル DRL を確立することは取り分け重要である。欧州委員会 (European Commission, EC) や国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection, ICRP) ではCTのDRLのガイドライン (指針) を与えるために、従来の単純X線撮影当たりのESDとその検査全体を通じてのDAPに類似したふたつの量を勧告している。それらはEUR 16262とICRP Publication 87で記述されたCTのスライス当たりの荷重CT線量指数 (CTDI_w) とCT検査全体を通じての線積分線量 (dose-length product, DLP) である [EC99b; ICRP00]。従来のX線撮影の場合と違って、これらの量はファントム中の測定によってのみ導くことができる。しかしこのファントムは平均的な成人患者サイズの頭部と胴体をよく代表しており、広く利用されているものである。成人の頭部標準ファントムは小児の胴体に対しても利用される。ところが、次の点に注意が必要である。国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission, IEC) では頭部は直径 16 cm、胴体部は直径 32 cm、長さは 14 cm 以上の PMMA 製ファントムと規格しており、欧州のガイドラインではこれを用いてファントム中心と周辺のCTDIを測定して、荷重平均するよう定めている [IEC99; EC99b]。しかし IAEA のガイダンスレベルは、ファントムが頭部は直径 16 cm と同じであるが、胴体部は直径 30 cm で長さ 15 cm の水等価物質中の中心のCTDIと定めているので定義が異なっている [IAEA96]。胴体部での線量分布は周辺の方が中心より2倍程度高いものが多く、IECでは周辺がより大きな荷重係数で平均化されるので、両者の値はかなり異なるものとなるであろう。ACR (American College of Radiology) の2001年原案ではEC同様CTDI_wを採用した“reference value”であった [Detorie02]。しかし、2005年のAAPM (American Association of Physicists in Medicine) では米国のDRL量の勧告はどちらの定義とも一致していないものを採用した [Gray05]。

まとめ

単純X線撮影では空中のESAKはDRLの計測量として、もっとも高精度に容易に測定できる。ESAKとその測定位置での照射野面積が測定されると、その面積AとESAKの積によってKAP/DAPが得られる。ESAKは撮影の技術的パラメータが適切に選択されているか判定する基準を与え、患者の組織臓

器線量の最大値を管理するために利用でき、また DAP は患者の放射線によるデトリメントを管理するために使用できる。患者防護の最適化を推進する観点からこれらの実用的な DRL 計測量と ICRP の防護量、すなわち組織臓器平均線量 D_T や等価線量 H_T と実効線量 E の関係を知ることが大切である。

参考文献

[Aroua04] Aroua, A., Buchillier-Decka, I., Dula K., Nedjadi, Y., Perrier, M., Vader J. P. and Valley J. F. (2004) 'Radiation exposure in dental radiology: A 1998 nationwide survey in Switzerland.' *Dentomaxillofac. Radiol.* 33, 211-219.

[Detorie02] Detorie, N. (2002) Guidelines and Standards Committee: ACR Practice guideline for diagnostic reference levels in medical X-ray imaging.

[EC99a] EC. (1999) European Commission. EU Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection. 109. (Luxembourg: Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection.).

[EC99b] EC. (1999) European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999.

[Gray05] Gray, J. E., Archer, B. R., Butler, P. F., Hobbs, B. B., Mettler, F. A. Jr., Pizzutiello, R. J. Jr., Schueler, B. A., Strauss, K. J., Suleiman, Q. H. and Yaffe, M. J. (2005) 'Reference values for diagnostic radiology: application and impact.' *Radiology* 235, 354-358.

[Gonzalez07] Gonzalez, L. and Moro, J. (2007) 'Patient radiation dose management in dental facilities according to the X-ray focal distance and the image receptor type.' *Dentomaxillofac. Radiol.* 36, 282-284.

[Hardman05] Hardman, P. K. and Masood, F. (2005) 'The effects of BID length and shape on the surface area and volume of tissue exposed during dental radiography.' *J. Contemp. Dent. Pract.* 6, 10-17.

[Hayami97] Hayami, A. (1997) 'Estimation of patient exposure in dental radiography.' *Dental Radiology* 37, 191-202.

[Helmrot05] Helmrot, E. and Carlsson, A. G. (2005) 'Measurement of radiation dose in dental radiology.' *Radiat. Prot. Dosim.* 114, 168-171.

[IAEA96] IAEA. (1996) International Atomic Energy Agency. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Sources. IAEA Safety Series 115 (Vienna: International Atomic Energy Agency)..

[ICRP00] ICRP. (2000) International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Ann. ICRP 30/4.

[ICRP01] ICRP. (2001) International Commission on Radiological Protection. Radiation and your Patient: A Guide for Medical Practitioners. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. ICRP Supporting Guidance 2. Ann. ICRP 31/4.

[ICRU05] ICRU. (2005) International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging. ICRU Report 74. Journal of the ICRU 5 (2) (Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements).

[IEC99] IEC. (1999) International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment – part 2: Particular Requirements for the Safety of X-ray Equipment for Computed Tomography. IEC International Standard 60601-2-44 (Geneva: International Electrotechnical Commission).

[IEC00] IEC. (2000) International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment – Dose Area Product Meters. IEC Publication 60580 2nd ed. (Geneva: International Electrotechnical Commission)

[Iwai06] Iwai, K. (2006) 'A national survey of dental X-ray examinations in Japan and an estimation of effective dose.' Dental Radiology 46, 122-125.

[Kalender00] Kalender, W. A. (2000) Computed tomography – fundamentals, system technology, image quality, applications. Weinheim: Wiley-VCH Verlag

[Nagel02] Ed: Nagel, H. D. (2002) Radiation Exposure in Computed Tomography. European Coordination Committee of the Radiological and Electro-medical Industries. 4th Revised and Updated Edition.

[Napier99] Napier, I. D. (1999) 'Reference doses for dental radiography.' Br. Dent. J. 186, 392-396.

[NRPA96] NRPA. (1996) Norwegian Radiation Protection Authority. Report on Nordic Radiation Protection Co-operation. No. 5, Nordic guidance levels for patient doses in diagnostic radiology.

[Perisinakis04] Perisinakis, K., Damilakis, J., Neratzoulakis, J. and Gourtsoyiannis, N. (2004) 'Determination of dose-area product from panoramic radiography using a pencil ionization chamber: Normalized data for the estimation of patient effective and organ doses.' Med. Phys. 31, 708-714.

[Sasaki04] Sasaki, T., Fujita, M., Katoh, T., Kobayashi, K., Okano, T., Sato, K. and Wada, S. (2004) 'Current status of diagnostic imaging in Dental University Hospitals in Japan.' Oral Radiol. 20, 15-21.

[Sato02] Sato, K., Sakaino, R., Yosue, T. and Harata Y. (2002) 'A conversion coefficient from dose-area products to effective doses for patients in intraoral radiography.' *Oral Radiol.* 18, 15-24

[Shimano02] Shimano, T., Suzuki, Y. and Sasaki, T. (2002) 'Longterm trend of dental radiographic examinations in Japan – Analysis on health insurance data.' *Dental Radiology* 42, 9-21.

[Shrimpton84] Shrimpton, P. C., Wall, B. F., Jones, D. G. and Fisher, E. S. (1984) 'The measurement of energy imparted to patients during diagnostic x-ray examinations using the Diamentor exposure-area product meter.' *Phys Med Biol.* 29: 1199-1208.

[Tierris04] Tierris, C. E., Yakoumakis, E. N., Bramis, G. N. and Georgiou, E. (2004) 'Dose area product reference levels in dental panoramic radiology.' *Radiat. Prot. Dosim.* 111, 283-287.

[Tugnait03] Tugnait A., Clerehugh V. and Hirschmann P. N. (2003) 'Radiographic equipment and techniques used in general dental practice: a survey of general dental practitioners in England and Wales.' *J. Dent.* 31, 197-203.

[UNSCEAR00] UNSCEAR. (2000) *United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. Report to the General Assembly with Scientific Annex.* (New York: United Nations).

3. 診断参考レベル (DRL) とガイダンスレベル

歯科X線検査への適用

品質保証・品質管理 (QA/QC) プログラムの目的は、線量を合理的に達成できる限り低く保つ (ALARA の原則) ことを確保することである。この目的を達成するには、患者線量が常に規則正しい原則に従ってモニタリングされている必要がある。診断参考レベル (diagnostic reference level, DRL) は最適化の過程におけるひとつの構成要素として機能し、放射線診断における患者線量をモニタリングする調査レベルとして利用できる。国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection, ICRP) は1996年のICRP Publication 73の中で“診断参考レベル (DRL)”という用語を初めて導入し [ICRP96]、その後、ICRP Supporting Guidance 2を刊行してきた [ICRP01]。2000年までにDRLを確立することが医療放射線防護に関する欧州連合指令 (Council Directive 97/43 Euratom) [EC97] の中に含まれており、欧州委員会 (European Commission, EC) はDRLの設定に関するガイダンスを製作してきた [EC99a; EC04; Wall198a; Wall198b]。歯科の撮影に関する国際的あるいは欧州全体など地域のDRLはまだ公布されていないが、いくつかの北欧や欧州諸国では歯科放射線検査の国のDRL (つまりローカルDRLが満たすべきナショナルDRLまたはそれに相当するもの) が現在既に確立している [NRPA96; Hart96; Hudson01; EC04; IPEM04]。2005年に米国医学物理士協会 (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) が同様な勧告を出している [Gray05]。

DRLの目的は本来ある施設に対して簡単に測定できる患者線量の参考レベルを提供し、その施設での患者の平均線量を自他ともに比較できるようにすることである。これは、QA/QCに対する透明性の高い開かれた考え方である。DRLは患者個人の個別の被ばくに適用すべきではない [ICRP01]。それらは、例えば、アジア、オセアニア、欧州などの地域、ひとつの国、ローカルな施設などといった一定の範囲によるレベルで設定できる。その意図は現在の正常な放射線診断の技術手法で受け入れることのできる線量 (核医学診断では投与放射能) の上限を示すことである。DRLの使用は“その状況が最適なものからかなりかけ離れ、是正すべき行動が最も緊急に必要とされるような場合に、それを特定する単純な手段”である [EC99a; ICRP96; ICRP01]。その放射線検査に関するDRLよりも平均線量が小さいと言うことは、必ずしも線量が最適であることを示さないが、特定の施設における患者線量が他の施設と合理的に一致しているという、ある種の確認 (検証) を与えることになる。DRLを常に超えるような線量であれば、それが正当化されない限り、患者線量がALARA原則と一致していないこと、すなわち線量低減のための是正行動を取るべきであることを示しているのは確実であろう [Harata06]。

ICRPのDRLは患者防護の最適化に利用し得るなら、ある意味でどんな量でもよい広範で柔軟な概念である。その主旨でICRP Supporting Guidance 2には多数のDRL諸量とその利用例が紹介されている [ICRP01]。つまりDRLは特定の放射線計測量に縛られない。しかし、相互比較を行うには、できる限り広く利用されているものに準じた方が有利である。そしてそうすることは特定の施設、各国、広範な地域の各階層で整合性のある患者防護の最適化を推進する上で不可欠であろう。一方国際原子力機関 (International Atomic Energy Agency, IAEA) のガイダンスレベルは、国際的な合意としてIAEA文書 [IAEA96] によって規定された線量を使用しなければならないことが、その文書に明記された。ガイダンスレベルとの比較では、恣意的な定義量の使用は認められていない。これらはDRLとガイダンスレベルの大きな相違点である。IAEAは、1996年に基本安全基準 (Basic Safety Standard, BSS) として、医療従事者が使用するために、医療被ばくのガイダンスレベルを確立するよう要請した。IAEA

の付属資料IIには次のように記載されている [IAEA96]。「登録者および免許所有者は、……医療被ばくに対するガイダンスレベルをこの基準Standard (BSSのこと) に定めるようにas specified決定し、技術の進歩に応じて改訂し、臨床医がガイダンス (指針) として用いることを確実にすべきである。……広範囲にわたる調査がない場合には、X線診断撮影装置や透視装置、核医学装置の性能は、BSSのスケジュールIIIで指定されたspecifiedガイダンスレベルを、比較の基本として評価するべきである。」これは、その後のIAEA文書 [IAEA02; IAEA04] にも一貫して引用されている。そこで、各歯科X線検査に対して文献調査した以下の各論では、最初にDRLに関する調査を取り上げ、その中でBSSの記載があるときにはガイダンスレベルも述べる。さらに各検査におけるDRLやガイダンスレベルと患者の臓器組織線量および実効線量の関係にも触れる。

3.1 口内法X線撮影

3.1.1 診断参考レベル (DRL) の調査

Sakainoら [Sakaino00] は、2000年の2月から4月までに一ヶ所の大学歯科病院で行われた成人患者の口内法X線写真から上下顎中切歯を撮影したフィルム (感度D) 1,461枚から患者入射線量 (patient entrance dose, PED) を評価した。撮影に用いた装置は1.5から2.5 mm Alの半価層を有する4台であった。3月間に撮影されたフィルムから得られたPEDは上顎中切歯と下顎中切歯でそれぞれ 1.5 ± 0.26 および 1.3 ± 0.25 mGyであった。

ECは2004年「歯科X線検査の放射線防護に関する欧州ガイドライン：歯科診療における安全なX線の利用のために (European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice)」 [EC04] を、欧州連合における放射線安全基準と医療放射線被ばくに関する委員会指令に基づいて、歯科医師および歯科医療従事者に対して、歯科放射線防護に関する実際的な指針を示すために作成した。その中で口内法X線撮影における患者線量の総合的な調査の要約とDRLについて報告している。それらの調査結果を改編し、表 3.1に網掛け部分で示す。

Tierrisら [Tierris04] は、ギリシャにおける62台のパノラマX線撮影装置を対象としてDRLを評価する (3.2.1参照) 一方、20台の口内法X線撮影装置を対象に典型的な成人の撮影条件で撮影当たりの平均の面積線量 (dose-area product, DAP) を管電圧50、60および70 kVについて報告した。平均DAPの値は管電圧50、60および70 kVにおいてそれぞれ80、62および34 mGy cm²であり、管電圧の増加とともに低下する傾向を示した。

スペインのAlcarazら [Alcaraz04] は、欧州連合指令 EU directive (Royal Decree 2071/1995) 導入後の患者線量低減に及ぼす影響を評価するために、1996-2001年の7,176件の公的調査報告を基に根尖部投影 periapical projection における上顎第2大臼歯の入射表面線量 (entrance surface dose, ESD) を評価した。1996-1997年の平均ESDはNRPB勧告値4 mGy [Napier99] を満たし、検査当たりの平均ESDもIAEA [IAEA96] のガイダンスレベル7 mGyを超えていない。平均ESDは、1996-1997年で3.84 mGy、1998年で3.39 mGy、1999年で3.18 mGy、2000年で3.01 mGy、2001年で3.12 mGy、および1996年-2001年を通しての平均ESDは3.015 mGyであった。

米国のGrayら [Gray05] は、AAPMが勧告した参考値 reference value を4種のX線検査 (胸部、頸椎、腹部、腰椎)、CT (頭部と腹部)、透視、歯科咬翼法 bitewing、および頭部X線規格撮影 (セファ

口) について報告した。参考値はCTを除くX線検査では自由空气中 free-in-air における入射皮膚線量(entrance skin exposure, ESE または entrance surface air kerma, ESAK) で、CT ではコンピュータ断層撮影線量指数(CT dose index, CTDI) で与えられた。ここでのCTDIは、頭部では頭部標準ファントムの中心、体幹部では腹部用標準ファントムの辺縁表面から深さ1 cmでの計測値である。胸部、頸椎、腹部および腰椎のX線検査における参考値はそれぞれ0.25、1.25、4.50、5.00 mGy、CTの頭部と腹部でそれぞれ60.00、40.00 mGy、透視で65.00 mGy/min、咬翼法で2.3 mGy、および頭部規格撮影で0.25 mGyであった。

ギリシャのHatzioannouら[Hatzioannou05]は、適切なDRLを確立するために、2002-2003年のギリシャ北部Northern Greeceにおける191施設の口内法X線撮影装置を対象としてESDの測定を行った。そのうちデジタル装置は7台(3.7%)含まれていた。ESDは各撮影装置で最も頻繁に用いられる撮影条件で測定されており、管電圧および照射野はそれぞれ50-70 kVおよび60-70 mmφの範囲であった。ESDの範囲は0.30-16.09 mGy(平均 2.94 ± 2.17 mGy)、第3四分位数は3.37 mGyであった。11台の装置(5.8%)でIAEAのガイダンスレベル7 mGy[IAEA96]を超え、そのうち3台(1.6%)が10 mGyを超えていた。2000年以降に導入された121台の装置に関する第3四分位数は2.8 mGyであった。ギリシャにおけるDRLとして3.5 mGyを提案する一方、新しく導入された装置に対しては2.8 mGyが適切であるとした。

ドイツのLoeら[Loe06]は、口内法X線撮影における小児のDRLを提案する目的でDAPを評価した。Lower Saxony地域における45の歯科医院の52台の口内法X線撮影装置を対象とし、面積線量計DAP meterをコーン先端に装着し測定した。根尖部投影での撮影部位は上下顎の臼歯、小臼歯、犬歯および前歯であり、咬翼法と咬合法も含まれた。52台のうち32台の撮影条件は子供条件 pre-set child exposure settingであり、他の20台は子供と成人共用の撮影条件であった。52台の管電圧の範囲は50-70 kVであり、そのうちデジタル(5台がIP、1台がCCD)が6台含まれていた。フィルム感度は1/3の歯科医院でD、2/3でEまたはFであった。子供条件での根尖部投影における第3四分位数の範囲は14.4-40.9 mGy cm²、成人条件では20.6-48.8 mGy cm²である。部位の違いについては、上顎臼歯が最大、下顎前歯部が最小であった。小児と成人の差が最も大きいのは前歯部撮影であり、成人条件が約50%高い値を示した。子供条件での咬翼法の前歯部と臼歯部ではそれぞれ39.8と41.7 mGy cm²、咬合法の上顎と下顎ではそれぞれ56.9と44.2 mGy cm²であり、成人条件では咬翼法の前歯部と臼歯部ではそれぞれ41.6と41.9 mGy cm²、咬合法の上顎と下顎ではそれぞれ56.9と44.2 mGy cm²で子供条件と成人条件では差が認められなかった。

Sakainoら[Sakaino06]は、2005年に一ヶ所の大学歯科病院で行われた約26,000件の歯科X線検査のうちで口内法X線検査、パノラマX線検査の技術的パラメータを照射記録よりそれぞれ1,482と1,894件抽出しDRLを調査した。口内法X線撮影ではコーン先端におけるPED、パノラマX線撮影では線量とビーム幅の積(dose-width product, DWP)を測定した。測定は電離箱と線量計を用いて行われた。全患者の平均線量と標準偏差は、口内法X線撮影では上顎前歯部と下顎臼歯部では差が無くPEDは 1.8 ± 0.7 mGyであり、パノラマX線撮影ではDWPは 43 ± 4 mGy mmであった。

ドイツのPoppeら[Poppe07]は、口内法X線撮影におけるDRLを提案する目的でDAPを評価した。2000年に行われた北ドイツでの調査結果から60台の口内法X線装置を選択し、そのうちデジタル(6台

が IP、3 台が CCD) が 9 台含まれていた。線量測定はコーン先端に面積線量計を装着して行われており、管電圧は 50–70 kV の範囲であった。撮影条件は日常ルーチン検査における標準的なもので、撮影は根尖部投影、咬翼法、咬合法であり、根尖部投影における撮影部位は上下顎の臼歯、小臼歯、犬歯および前歯であった。フィルム感度は約 30 %が D、残りの約 70 %が E または F であった。根尖部投影における第 3 四分位数の範囲は 26.2–61.5 mGy cm² であった。部位の違いについては、上顎臼歯が最大、下顎前歯部が最小であった。咬翼法の前歯部と臼歯部でそれぞれ 46.1 と 47.3 mGy cm²、咬合法の上顎と下顎でそれぞれ 87.0 と 71.2 mGy cm² であった。さらに、後方散乱係数と距離による減弱を考慮して DAP から ESD が推定されており、根尖部投影における第 3 四分位数の範囲は 1.2–2.7 mGy であった。咬翼法の前歯部と臼歯部ではともに 2.1 mGy、咬合法の上顎と下顎ではそれぞれ 3.9 および 3.2 mGy であった。

スペインの Gonzalez ら [Gonzalez07] は、口内法 X 線撮影における焦点–皮膚間距離と受像系の種類による患者線量管理のための参考値を決定することを目的として ESD を評価した。患者のいない空中 (自由空气中) で電離箱と固体検出器を用いて 2,811 台の装置について X 線出力を測定し、後方散乱係数 1.2 を用いて ESD を推定した。得られた ESD の第 3 四分位数は焦点–皮膚間距離 10 cm では 5.3 mGy、20 cm ではフィルム感度 D で 4.1 mGy、感度 E と F で 3.4 mGy、デジタルで 1.2 mGy、および 30 cm では感度 D で 2.1 mGy、感度 E と F で 1.8 mGy、デジタルで 0.6 mGy であった。以上の結果から適切な参考値として 3.5 mGy を提案するとともに、焦点–皮膚間距離と受像系の種類に対する参考値の必要性を示唆した。

Harata ら [Harata07] は、歯科 X 線撮影における防護の最適化に必要な DRL の初期値を求めるため、5 歯科大学病院を対象として、成人患者に関する線量調査を行った。口内法 X 線撮影はコーン先端での PED、パノラマ X 線撮影は受像体位置での DWP、およびそれらの DAP を調査した。PED は光刺激ルミネセンス線量計を、DWP は TLD の配列を、DAP を算定するための照射野サイズはフィルムを用いて測定した。口内法撮影における PED と DAP の値は、ビームの線質と使用フィルムの感度グループによって、同一部位でも施設間で約 2–4 倍異なっていた。下顎臼歯部撮影については、線質の硬いビームや感度グループ E/F のフィルムを使用している施設では、英国の DRL である 2.1 mGy [IPEM02] 以下の PED 値が維持されているが、線質の軟らかいビームや感度グループ D 以下のフィルムを使用していた施設ではこの DRL 値を超えていた。パノラマ X 線撮影における DWP と DAP の値は施設間で約 4 倍以上異なっており、管電圧 70 kV 以上で、相対感度 300 以上の増感紙フィルム系が使用されている施設では、英国の DRL である 65 mGy mm 以下の DWP 値がほぼ維持されていた。DRL 値を超えていた施設では、70 kV 未満の比較的低い管電圧と相対感度 250 以下の増感紙が使用されていた。

Kobayashi ら [Kobayashi07] は、歯科 X 線撮影における患者防護の最適化を推進するため、2006 年に地域の歯科医師会に所属する歯科医院を対象として、口内法 X 線撮影とパノラマ X 線撮影に対する線量調査を行い、その患者線量を英国の DRL 4.0 mGy [Napier99; NRPB99] と比較した。口内法 X 線撮影は PED、パノラマ X 線撮影は DWP、およびそれらの DAP を調査した。PED は光刺激ルミネセンス線量計を、DWP は TLD の配列を用いて測定した。口内法 X 線撮影における PED の値は、ビームの線質と使用フィルムの感度によって、同一部位に対しても施設間で約 100 倍異なっていた。下顎臼歯部撮影については、相対的に線質の硬いビームや高感度フィルムと適正な現像条件および IP や CCD センサーを使用していた施設では、英国の DRL 4.0 mGy 以下の PED 値が維持されていた。他方、DRL を超え

ていた施設では、線質の軟らかい古い装置や感度Dのフィルムが使用されていた。パノラマX線撮影におけるDMPの値は施設間で約15倍異なっていた。適正な管電圧で相対感度400以上の増感紙フィルム系が使用されている施設では、英国のDRL 65 mGy mm [Napier99; NRPB99]以下のDMP値が維持されているが、CCDなどを採用したデジタルシステムでは必ずしもDRL以下の低線量で撮影されていない。DRL値を超えていた施設では、多くは古い全波整流回路の装置で相対感度250以下の増感紙が使用され、100 mGy mmを超えた施設ではスリットビームの線量プロフィールがFWHM (full width at half maximum) で10 mm以上ある装置が使用されていた。一時保留レベル suspension level の150 mGy mmを超えていた装置ではスリットアライメントの不整合が疑われた [Kobayashi86]。

3.1.2 DRLの勧告

口内法X線撮影に対する線量調査の要約を表3.1.に示す。米国Conference of Radiation Control Program Directors (CRCPD, 1988) [CRCPD88]は、DRLを口内法撮影の咬翼法撮影 (管電圧70 kVp、フィルム感度E) について入射表面空気カーマ (entrance surface air kerma, ESAK) として2.1-3.1 mGyの範囲を勧告している。AAPM [AAPM02]は、2002年にDRLを口内法撮影の咬翼法撮影時のESAKについて管電圧70 kVp、フィルム感度Eで2.3 mGy、および管電圧70 kVp、フィルム感度Dで3.5 mGyを勧告している。NRPB [Napier99; NRPB99]は、1999年にDRLを下顎大臼歯撮影におけるPEDについて4 mGy、達成可能な線量 achievable dose として1.8 mGyを勧告している。さらに調査結果を分析すると、高線量をもたらしている分布領域の施設では主として60 kV未満の低管電圧で総ろ過の薄い装置とD感度以下のフィルムが使用されていることが分かったため、E感度以上のフィルムの使用を推奨するとともに、2002年にPEDで2.1 mGyに引き下げられている [IPEM02]。わが国においてはSakainoら [Sakaino00; Sakaino06]が2000年と2006年に成人患者における平均PEDを評価しており、その範囲は1.3-1.8 mGyであった。Harataら [Harata07]は、ローカル (5歯科大学病院) なDRLの初期値を成人患者の下顎大臼歯部撮影について評価しており、PEDの値は高管電圧装置と高感度フィルムを使用している施設では英国のDRLである2.1 mGy以下であり、低管電圧装置と感度D以下のフィルムを使用していた施設ではこのDRL値を超えると報告している。以上の結果からわが国における現在のDRLはPEDで2.1-3.5 mGyの範囲内であると考えられるが、これらの範囲から特定のDRLを限定するためには更なる調査研究が必要である。また、将来E感度フィルムへの移行が進むならば成人患者の下顎大臼歯部撮影についてDRLは2.1 mGyが適切であろう [IPEM04]。

3.1.3 ガイダンスレベル

IAEA [IAEA96]は、ガイダンスレベルを根尖部投影におけるESDで7 mGyと勧告している。

3.1.4 臓器線量・実効線量

ナイジェリアのOgundareら [Ogundare02]は、3年および5年使用した2台の口内法X線撮影装置における患者の臓器線量を平均吸収線量によって評価した。平均吸収線量はTLDを患者表面に貼付し計測した。撮影法は偏心投影法 lateral oblique view、管電圧と管電流は2台の装置ともに70 kVと7 mA、患者は16人の成人 (40-65歳、平均45歳) であった。TLD貼付部位は顎関節、耳下腺、顎下腺、甲状腺、下顎大臼歯部、および前方領域 anterior area であった。平均入射吸収線量 incidence dose at the point of entry of the X rays は2機種でそれぞれ2.9および7.9 mGyであり、臓器線量の範囲は4.3-59.9 mGyであった。2台の装置の平均入射吸収線量はESDとして評価してよいものとする。

Aroua ら [Aroua04] は、スイスにおける歯科 X 線検査の頻度とそれに伴う集団実効線量 collective effective dose と一人当たりの実効線量 effective dose per caput を評価した。この報告は 1998 年に行われた 250 種類以上の X 線検査の調査から歯科に関するものをまとめたものである。調査は 376 人の歯科医師への質問表によって行われ、質問内容は検査の種類と頻度、患者年齢と性別、および歯科専門 dental specialty と手術の種類であった。1998 年のスイスにおける歯科 X 線検査件数は約 4,100,000 件 (581 件/1,000 人) であった。報告されている検査項目は根尖部投影、全顎 14 枚法 14-exposure full mouth survey、全顎 18 枚法、咬翼法、咬合法、パノラマ X 線撮影、頭部規格撮影、および CT など 23 種類であった。集団実効線量はパノラマ X 線撮影の 18.8 person·Sv が最大、次いでロングコーンの咬翼法の 11.6 person·Sv と根尖部投影の 11.5 person·Sv であり、CT は 0.14 person·Sv であった。同様に一人当たりの実効線量はパノラマ X 線撮影の 2.6 μ Sv が最大、次いでロングコーンの咬翼法と根尖部投影がともに 1.6 μ Sv であり、CT は 0.02 μ Sv であった。歯科全体での集団実効線量と一人当たりの実効線量はそれぞれ 71.9 person·Sv および 10.1 μ Sv であった。

Shannoun ら [Shannoun06] は、ルクセンブルグにおける医療被ばくを評価するために 1994–2002 年の患者データを基に集団実効線量 collective dose と国民一人当たりの実効線量 effective dose per capita を計算した。調査対象とした検査は 250 種類、患者数は延べ人数 425,000 人以上であった。検査当たりの実効線量は国連科学委員会報告 (United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR, 2000) [UNSCEAR00] の値を引用した。歯科に関する評価は口内法 X 線撮影とパノラマ X 線撮影とを一つにまとめて歯科における線量 dental として報告されている。2002 年の集団実効線量は 852 person·Sv、一人当たりの実効線量は 1.98 mSv であり、その内容は歯科が 0.005 mSv、CT が 0.99 mSv、核医学が 0.15 mSv、IVR が 0.12 mSv および透視を含む X 線検査が 0.71 mSv であった。1998 年の歯科の検査件数は 374/1,000 人であり、これは全検査数の約 28 % を占めており、一人当たりの線量は医療被ばくのなかで最も低いが、検査件数の多いことが歯科の特徴であった。

3.2 パノラマ X 線撮影

3.2.1 診断参考レベル (DRL) の調査

英国放射線防護庁 NRPB の Napier [Napier99] は、一回のパノラマ撮影を通じて患者の居ない状態で、2 次スリットの患者側位置でフィルムによって測定される水平方向の線量プロフィールの最大値にビーム幅を乗じた線量幅積 DWP を大規模に調査した。この値は近似的に線量プロフィールの積分値を表しており、パノラマ画像形成に対する使用管電圧、電流、時間、増感紙の種類、スリット幅など技術的パラメータの相違を反映する。387 台のパノラマ装置を標準的な成人患者の撮影条件で調査した結果、DWP の最小値は 1.7 mGy mm、最大値は 328 mGy mm、平均 57.4 mGy mm、第 3/4 分位数 66.7 mGy mm であった。最大と最小の間にはおよそファクター 200 の開きがあった。患者線量を最適化し、パノラマ検査の線量低減を行う余地が充分にあることは明らかである。この調査に基づき、標準成人の参考線量 reference dose として、65 mGy mm が勧告された。

英国の Williams と Montgomery [Williams00] は熱ルミネッセンス線量計 (TLD) の配列を用いて DWP を測定し、フィルムを用いて 2 次スリットに入射するビーム高さ H (原論文の記号ではスリットの長さ L) を測定した。そして DWP と H の積によって面積線量 DAP を求めた。彼等は DAP が患者のリスクに密接に関係した量として、パノラマ撮影の患者線量管理に DAP を用いることを提案した。彼等が調査した 16 台のパノラマ装置では、DWP と DAP の最大値と最小値にはともに約 3 倍の開きがあり、DWP の平均

値はNapier [Napier99]の平均値より14%高く、標準的な成人のDAPの平均は11.3 cGy cm²で、第3四分位数は13.9 cGy cm²であった。彼等はWhiteが評価した実効線量Eの結果を用いて、パノラマ撮影におけるDAPから実効線量への変換係数(E/DAP)を0.6 μSv/cGy cm²と推定した。さらに、フィルム法とTLDによるDMPを比較したところ、両者には30%程度の相違があり、フィルムによるスリットビームのFWHM (full width at half maximum) 決定に主たる問題があることを示唆した。

フィンランドでは、Rantanen [Rantanen01]が1995年から2000年までに131台のパノラマ装置について面積線量の調査を行った。DAPの最小値は3.4 cGy cm²、最大値は25.4 cGy cm²、7倍以上の開きがあり、平均9.6 cGy cm²であった。その時点ではフィンランドのDRLである12.0 cGy cm²を上回っている装置が15%あった。この調査はその後にも継続されて、1995年から2003年までには272台を調査し、受像体がアナログのシステムではDAPの値は4.6-21.7 cGy cm²の範囲で平均が9.18 cGy cm²、デジタルのシステムでは6.0-13.1 cGy cm²の範囲で平均が8.81 cGy cm²であり、調査の継続とともに経年的に線量の範囲が狭くなっている [Rantanen00; Rantanen04]。

スペインでは、Gonzalezら [Gonzalez01]がTLDを用いて11の歯科施設におけるパノラマ撮影において、通常もっとも皮膚線量の高くなる後頭部の平均ESDを成人と小児あわせて190例測定し、範囲0.25-0.87 mGy、平均0.53 mGy、中央値0.55 mGy、第3四分位数が0.66 mGyであった結果から、暫定的な診断参考レベル provisional reference valueとしてESDで0.7 mGyを提案した。

英国のDRLに関する合同作業部会 joint working party (IPEM, BIR, RCR, NRPB, CoRの5団体からなる)は2004年に、“Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-Ray Examinations” IPEM Report 88で国のDRLとしてパノラマ撮影のDWPは65 mGy mmを勧告し、将来これに代わる国のDRLとしてDAPの9.2 cGy cm²にも対応できるよう、これらのDRLと各施設で比較することを要請した [IPEM04]。

イタリアのIsoardiとRopolo [Isoardi03]は、DMPの測定に、比較的普及しているCT線量測定用ペンシル型電離箱を使用することを提案し、現行に市販されている5台のパノラマ装置について、フィルム法やTLDによるDMPの測定と比較して8.6%以内で一致する結果を得た。電離測定法の再現性は95%信頼限界で5%以下の標準誤差と良好であった。12通りの測定結果の範囲は56.7-173.6 mGy mm、平均は75.4 mGy mm、第3四分位数は84 mGy mmであった。

ギリシャのTierrisら [Tierris04]は、面積線量計を用いて、アテネ地区における公的/私的セクターが所有する多数の製造会社による新旧様々なモデルを含む62台のパノラマX線装置で男性、女性、小児の患者に対する臨床的な撮影条件下でDAPを測定した。DAPの参考レベルは欧州放射線防護文書109 [EC99a]にしたがい多数の検査とその線量の頻度分布を考慮し、分布の75%を採択して男性、女性、小児それぞれに対して11.7、9.7、7.7 cGy cm²とした。彼等はGoldstein [Goldstein98]の仕事を紹介し、パノラマ撮影における入射表面線量は装置の使用モード(走査の幾何学的条件)や患者の解剖学的構造に強く依存していると述べ、入射表面線量が頭頸部のX線検査に対するリスクを表しているか疑問があると考察している。

ギリシャのPerisinakisら [Perisinakis04] は、RandoファントムとTLDを用いて、特定のパノラマ装置について、さまざまな撮影条件で臓器線量と一次スリットのビーム射出面でのDWPをペンシル型電離箱およびTLDで測定した。またフィルムでビーム高さHを測定し、DWPとHの積によってDAPを決定して、DAPから実効線量Eへの換算係数を求めた。換算係数E/DAPの値は、管電圧63 kVから70 kVの範囲では3%以内で一定であり、 $0.734 \mu\text{Sv}/\text{cGy cm}^2$ であった。DWPの値は、撮影条件に応じて、射出位置で293-428 mGy mmの範囲で変化するが、二次スリット位置に換算すると58-104 mGy mmとなり、標準成人に対するDAPは 11.3 cGy cm^2 であった。

スウェーデンのHelmrotとCarlsson [Helmrot05] は、ペンシル型電離箱および面積線量計を用いて、患者の年齢体格別の撮影条件に対するDAPの値を求めた。フィルムでビーム高さHを測定し、DWPとHの積によって算出したDAPと面積線量計を用いて直接測定した値とは5-7%以内で一致した。相対感度400の受像体システムを利用したとき、体格の大きな成人男性、通常の成人男性、成人女性、7-12歳の小児、および6歳未満の小児の平均DAPの値はそれぞれ10.0、7.3、5.8、3.5、2.73 cGy cm²であった。使用したパノラマ装置では成人のスリットビーム高さは13.3 cm、小児は11.3 cmであったので、それぞれの患者の平均DWPも容易に算定できて、75.2、54.9、43.6、31.0、23.9 mGy mmとなる。ギリシャのTierrisら [Tierris04] の結果と同様に成人患者の性差による線量差は大きくないが、小児では成人男性の半分程度の線量になり、これらの調査結果は小児の放射線感受性が成人より高いこととあいまって小児には成人とは異なるDRLが必要なことを示唆している。

英国のDoyleら [Doyle06] は、1976年から2002年に8社で製造され平均使用期間10年のパノラマ装置20台について、半導体検出器とフィルム、TLD配列、ペンシル型電離箱によるDWPの測定値を標準的な成人の撮影条件で比較した。ペンシル型電離箱による測定が簡単で最も信頼できた。TLD配列は正確であるが、測定に長時間を要した。半導体検出器とフィルムによる方法は、ピーク線量を決定するときの検出器の位置付けとフィルム濃度からスリットビームのFWHMを決定するとき誤差が大きかった。英国の新しいDRLの65 mGy mmより高い5台の装置は、相対感度200-250のフィルム増感紙を使用していた。うち2台は一時保留レベルsuspension levelの150 mGy mmに近いDWPで、ビームのFWHMも推奨値の上限5 mmをかなり超えていた。これらの装置でも相対感度400のシステムを利用すれば、40-50%線量が低減できる可能性がある。最も低い線量の2台の装置は受像体に直接デジタルシステムが用いられていた。この研究で得られたDWPとDAPはそれぞれ、平均が65 mGy mmと8.9 cGy cm²、第3四分位数が67 mGy mmと9.0 cGy cm²で英国の2002年新勧告に近いものであった。

3.2.2 DRLの勧告

パノラマX線撮影に対する線量調査の要約を表3.2に示す。これらの調査結果から、米国のNCRPや英国のNRPBの勧告同様 [NCRP03; NRPB99; Hart02a; Hart02b]、わが国においても相対感度400以上の受像体システムを利用することを推奨し、英国で2002年に勧告された標準的な成人に対するDWPとして65 mGy mm、DAPとしては9.2 cGy cm²のDRLを採用することを推奨する [IPEM04]。なお相対感度200のシステムを使用すると、平均的な患者線量はこれらのDRLの値の2倍になると推定される。

3.2.3 ガイダンスレベル

パノラマ撮影のガイダンスレベルはIAEA文書にはない [IAEA96]。

3.2.4 臓器線量・実効線量

パノラマ撮影で高い線量を受け得る臓器は唾液腺である [Gibbs88; Gibbs00]。後頭骨occipital boneの皮膚面では3倍の範囲0.3-0.9 mGy、平均0.5-0.6 mGyとなるようである [Gonzalez01]。変換係数(E/DAP)は装置と報告者により0.2-0.6 $\mu\text{Sv}/\text{cGy cm}^2$ の範囲である。先に述べたフィンランドの調査では、パノラマ撮影の平均DAPは9.6 cGy cm^2 であった [Rantanen01]。これから導かれる歯科パノラマ撮影の平均的な一回の検査による実効線量の値の範囲は、約2-6 μSv である。これらの実効線量の値は、Gibbsら [Gibbs88]のCTから作成された人体voxelファントムとMonte Carlo法による計算結果やLecomberら [Lecomber00]の人体形状ファントムとLiFを用いた実測結果と矛盾していない。また、受像体にIPやCCDのデジタルシステムを用いたGijbelsら [Gijbels05]の実測結果でも実効線量の値は4.7-14.9 μSv であり、装置間で3倍の開きがありアナログシステムに比較して大した線量の相違はなかった。

3.3 頭部規格X線撮影 (セファロ)

3.3.1 診断参考レベル (DRL) の調査

医科で行われる頭蓋の一般単純X線撮影に対するDRLは後頭前頭方向、前頭後頭方向、側方向(それぞれ、PA、AP、LATと略す)についてESDやESAK、あるいはDAPによって論じられてきた [ICRP01]。

1996年出版の欧州委員会のEUR文書 16260 (European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images)では、標準的な体格の患者(70 kg)の頭蓋PA (PAができないときはAP)投影に対する線量の基準criteria for radiation dose to the patientは背面散乱のあるESDが5 mGy、LATでは3 mGyとされた [EC96a]。また1999年のEC文書Radiation Protection 109 (EU Guidance on DRLs for Medical Exposures)でも、頭蓋AP/PAのDRLとしてESDが5 mGy、LATでは3 mGyとされた [EC99a]。IAEAの1996年のガイダンスレベルにも同じ値が用いられた [IAEA96]。これらの値は相対感度200-250の増感紙フィルムシステムを使用しているときの値であって、相対感度400-600のシステムが用いられるときには、これらの値を1/2-1/3にすべきとされた。

英国の診断参考レベルに関する合同作業部会joint working party (IPEM, BIR, RCR, NRPB, CoRの5団体からなる)は2000年の会合で合意された国のDRLを公表した [http://www.e-radiography.net/radtech/d/DRL_statement.htm] (accessed Dec/28/2007)。それは、1995年のNRPBの患者線量レビュー (NRPB-R289)による第3四分位数を丸めたESDの値であり、頭蓋のAP/PAでは4 mGy、LATでは2 mGyであった [Hart96]。その後、2002年の英国のデータ (NRPB-W14)ではAP/PAの平均ESDは2.3 mGyで、第3四分位数は2.8 mGyであり、DRLとして3 mGy、LATの平均ESDは1.2 mGyで、第3四分位数は1.6 mGyであり、DRLは1.5 mGyと改訂された [Hart02a]。

しかしながら、歯科で用いられる頭部規格X線撮影 (セファロと略す)は、これらの頭蓋の撮影とは異なる診断目的をもって撮影されるので、独自のDRLが必要と考えられる。米国で1993年に行われた歯科のセファロのための線量調査では、平均の背面散乱のないESD (ESAK)は0.25 mGy (25 mR)であった [NEXT93]。この値は、上述の医科の頭蓋撮影に対するESDの値とひと桁近く異なっていた。その後1999年に行われた同様な調査 [NEXT03]でも、平均ESDは0.15 mGy、範囲は0.01-0.43 mGy、第3四分位数は0.20 mGyであり、相対感度400以上の増感紙フィルムが多く使用されており、90%以上はグリッドを使用していなかった。これらの結果を踏まえて、AAPMはセファロの参考値“reference value”として、2002年のdraftと同じ値で、2005年にESDで0.25 mGy (25 mR)を勧告した [Gray05]。

スペインのGonzalezらは[Gonzalez04]、欧州でのセファロの参考値がないことから、TLDを用いて78箇所の歯科医院と7台の装置による523患者について背面散乱のあるESDを調査した。TLD素子はセファロスタットのPorion相当位置に取付けて測定し、その結果から頭部側方向X線規格撮影(skull lateral teleradiography, SLTと略す)の暫定的参考値として第3四分位数で得た0.38 mGyを丸めた0.4 mGyを勧告した。その暫定値は米国のAAPMが勧告している値[Gray05]よりやや保守的なものであると述べている。また調査には受像体としてIP用いたCRシステムを使用している施設も含まれていたが、そこではかえって高線量であったことから、著者らはそのようなデジタルシステムの利用が線量低減に役立っていないケースがあることに注意を喚起している[ICRP05]。

3.3.2 DRLの勧告

セファロに対する線量調査の要約を表3.3.に示す。これらの調査結果から、米国のNCRPや英国のNRPBの勧告同様[NCRP03; NRPB99; Hart02a; Hart02b]、わが国においても相対感度400またはそれと同等以上の受像体システムを利用することを推奨し、米国で2005年に勧告された標準的な成人に対する自由空気中のESD(ESAK)として側面セファロに0.25 mGyのDRLを採用することを推奨する[Gray05]。ただし、セファロ分析が特に若年者を対象として行われることが多いことに鑑み、顎顔面が成人より小さな患者には成人と同じ撮影条件を適用しないように注意が必要である[IC96b]。また正面セファロに関するDRLの報告はないが、通常の頭部撮影の条件から、PAではLATの2倍程度の値になると推定されるのでPAでは0.5 mGyのDRLを採用するよう推奨する。さらにNCRPの勧告同様、厳格に照射野を臨床上の関心領域に限定し、グリッドを使用するよりもむしろエアギャップによって、受像体に入射する散乱線を減少させるよう努めることを勧告する。推奨すべき照射野の問題も含めて、DAPの値は現段階ではデータが不足しているため特にDRL値を推奨せず、今後研究の必要があることを指摘するととどめる。なお相対感度200のシステムを使用すると、平均的な患者線量はこれらのDRLの値の2倍になると推定される。

3.3.3 ガイダンスレベル

セファロのガイダンスレベルはIAEA文書にはない[IAEA96]。ただし、頭蓋に対するAP/PA/LAT方向投影に対するガイダンスレベルのESD 5/5/3 mGyは、セファロ以外で、歯科の一般の頭部撮影でも利用し得るが、その値は相対感度200の従来型フィルム増感紙の組み合わせに対するもので、高感度(400-600)のフィルム増感紙の組み合わせに対しては、値を1/2から1/3に低減すべきとされていることに注意を喚起しておく(Annex IV Schedule III.) [IAEA96]。

3.3.4 臓器線量・実効線量

セファロ分析の主たる目的は矯正治療のための成長・発育の評価である。それゆえ若年者または、比較的若い患者が検査の対象となることが多く、治療経過に応じて繰返し撮影される頻度が高い。セファロスタットと呼ばれる専用の患者固定装置を用い、再現性の高い、一定の幾何学的条件下で撮影される。解剖学的構造の拡大率が相違することによる像の歪みを小さくするため、比較的長い焦点フィルム間距離が利用される。線源を遠方に離すため、遠隔撮影法teleradiographyと呼ばれることがある[Gonzalez04]。わが国では焦点から被写体の正中矢状面までの距離150 cm、焦点フィルム間距離165 cmが広く利用されている。X線の中心線は患者の外耳道に挿入されるセファロスタットのイヤード中心に一致している。散乱線除去グリッドは使用されないこともある。セファロメトリーのためのコントラストに対する要求は通常の頭蓋X線単純撮影と異なり、比較的明瞭に識別できる

骨の解剖学的構造物と軟組織の顔面プロフィールを同時に描出する必要がある。そのために楔（ウェッジ）フィルターが利用されることがある。

照射野の一部にはウェッジフィルターによる線量勾配と線質の変化があり得ることを想定して計測しなくてはならない。このため、照射野の一点でESDやESAKを決定するときにも、それが代表的な値となるよう測定位置に充分注意を払うべきである。もし照射野内に線量勾配があるときには、面積線量計以外には、正確なDAPの測定は困難であろう。照射野が頭部より大きいときには、DAPの値は照射野全体に対してその中で患者の外形が占める面積の割合を表す幾何学的因子（geometric factor, GF）としてのビーム利用率beam usedを考慮しなければならない [Wall88; Faulkner88]。照射野はときには、セファロの計測部位に局限した照射を実現するため、楔形も利用される（英国矯正学会・歯科放射線学会合同調査部会報告 [BSS085]）。この楔形照射野は、散乱線の低減による画質の改善と相まって、歯顎顔面領域で放射線感受性の高い甲状腺と脳の線量を著しく低減できるため最近再び注目されている [Kanegae81; Mandall99]。

以上のような因子を考慮に入れないと、医科で測定や計算がなされている頭蓋の撮影に対する線量データを単純に利用することはできない。セファロに特異なDAPから実効線量への換算係数も提案されていない。しかしおおよそ、ESDの値が約1/10であり、それに応じてDAPが低下し、換算係数が医科のものと同じであると仮定すると [Hart02b]、医科の頭蓋の撮影の臓器線量や実効線量より1桁程少ないと推定することは、根拠のない評価ではないであろう。Monte Carlo法で算定された頭蓋撮影の換算係数はAP/PA/LATに対して、70 kVpの2.5 mm Al当量の濾過ビームに対してはそれぞれ2.9、2.2、2.7 $\mu\text{Sv}/\text{cGy cm}^2$ である [Williams00]。空中ESDがPAとLATでそれぞれDRLの0.5と0.25 mGyとし、照射野がPAとLATでは 20×25 と $24 \times 25 \text{ cm}^2$ に対してビームの利用率が63と71%であると仮定すると、DAPがPAとLATでそれぞれ16と11 cGy cm^2 となるので、実効線量は29–35 μSv の範囲と算定される。

*注意: NRPB-W4のTable 2では頭蓋LATの実効線量への換算係数は標準的ではない値が1.0 $\mu\text{Sv}/\text{cGy cm}^2$ とされているので、医科のものと同じと仮定する根拠はない [Hart02b]。ここでは同じと仮定して実効線量を算定した。英国National Patient Dose DatabaseではESDはPA/LAT/APがそれぞれ2.5、1.4、1.9 mGyとされた。また平均のDAPは1.46 Gy cm^2 で、三つの投影を頻度で荷重した平均の変換係数は0.028 $\text{mSv}/(\text{Gy cm}^2)$ となり、この係数を用いると推定された実効線量は0.04 mSvとなった。しかし、この推定は少ないサンプル数に基づくので、むしろESDから推定した0.06 mSvが頭蓋のX線検査に対する典型的な実効線量の値として採用された。

3.4 コンピュータ断層X線撮影 (CT) および歯科用コーンビームCT (CBCT)

歯科におけるX線検査は口内法X線撮影、パノラマX線撮影、頭部X線規格撮影、断層撮影、透視、CT、および歯科用CBCTなど多岐にわたるが、一般歯科医院では口内法X線撮影とパノラマX線撮影が大部分を占め、歯科大学病院や総合病院の歯科では医科同様にCT等の検査が行われている。これらの内、歯科特有の検査はインプラント術前CT検査とCBCTによる顎骨撮影であり、その検査件数も増加の傾向にある。特にCBCTは顎骨撮影に限定されておりCTに比べ省スペース、安価であることから歯科大学病院にとどまらず一般歯科医院への普及の可能性も高い。以上のことから、口内法X線撮影、パノラマX線撮影、および頭部X線規格撮影に加えて歯科におけるCTとCBCTについてDRL等の線量調査を行った。調査結果の詳細を以下にCTとCBCTを分けてそれぞれ述べ、それらの

線量調査の要約を両者まとめて表34に示す。

3.4.1 診断参考レベル (DRL) の調査

3.4.1.1 CT

Satoら[Sato04]は、2大学歯科病院におけるインプラント術前CT検査時のDRLを得る目的で荷重CTDI (weighted CTDI, $CTDI_w$) と線積分線量 (dose-length product, DLP) を測定した。病院AとBのCT装置はそれぞれQuantex (Yokokawa medical system) およびAsteion TSX-021A (Toshiba) であった。測定は標準頭部ファントム、ペンシル型電離箱と線量計を用いて行われた。線量評価を行った検査数は病院Aで2002年に行われた119 (男48、女71)、および病院Bで2002年から1年5か月間に行われた174 (男70、女104) であった。病院AおよびBにおける片顎と上下両顎検査における検査数はそれぞれ101 (上顎49、下顎52) と18および143 (上顎43、下顎100) と31であった。病院Aでは管電圧120 kV、スライス厚とmAs値を歯槽骨部およびその他で変えており、それぞれ1 mmと90 mAs および2 mmと180 mAsであった。病院Bでは管電圧120 kV、スライス厚1 mm、ピッチ1、150 mAsであった。片顎と上下両顎検査における平均スライス数は病院AおよびBにおいてそれぞれ36、68、および40、75であった。 $CTDI_w$ は病院AとBにおいて34および61 mGyであった。片顎および上下両顎検査における平均DLPは病院Aにおいて167および299 mGy cm、病院Bにおいて242および458 mGy cmであった。 $CTDI_w$ は病院BがAの1.8倍、DLPは片顎および上下両顎検査において約1.5倍の値を示しており、 $CTDI_w$ の違いがDLPに反映されていた。

Harataら[Harata05]は、歯科インプラントのためのCT検査についてローカルなDRLを再調査した。標準頭部ファントム、ペンシル型電離箱と線量計を用いてCTDIとDLPを測定した。CT装置はHiSpeed QX/i (GE Yokogawa Medical Systems)、CT検査条件は管電圧120 kVまたは140 kV、管電流80–140 mA、スライス厚0.625 mmの2列を用いて、1回転当たり0.7秒、ピッチ1であった。調査が行われた対象は2004年10月から2005年2月の5ヶ月間に大学歯科病院で行われたインプラントCT検査から抽出した160症例で、その内訳は男性68および女性92症例、平均年齢は54歳 (範囲20–82歳) であった。上顎、下顎、両顎の撮影における平均値と標準偏差でそれぞれ、 $CTDI_w$ は 27 ± 6 、 27 ± 5 、 28 ± 5 mGy、スキャン長は 48 ± 4 、 50 ± 4 、 88 ± 6 mm、DLPは 135 ± 34 、 139 ± 32 、 250 ± 43 mGy cmであった。Harataらは、スキャナ技術の革新により線量は前回調査より低減していたが、スキャン長は若干増加しており、高速スキャナによる一般的増加傾向に対してICRPが勧告しているように「検査の領域を臨床に必要な領域に限定するような努力を払わなければならない」ことを強調している。

3.4.1.2 歯科用CBCT

Sakainoら[Sakaino03]は、歯科用CBCTのCTDIとDLPを標準頭部ファントム、ペンシル型電離箱および線量計を用いて測定した。測定した装置はPSR9000N (Asahi Roentgen)、3DX (J. Morita MFG)、およびCB MercuRay (Hitachi Medico Technology) の3機種であり、NewTom (Quantitative Radiography) については文献から計算でCTDIとDLPを求め比較した。mAs値で規格化した $CTDI_w$ はPSR9000Nでは $45 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ 、3DXでは $60 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ 、CB MercuRayでは $85 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ でNewTomの値と等しかった。これらの装置によるスキャン当たりのmAs値から求めた $CTDI_w$ はそれぞれ6、5、12および8 mGyであった。DLPはPSR9000Nでは24 mGy cm、3DXでは16 mGy cm、z軸方向の公称コリメーションサイズが可変のCB MercuRayでは62、125および184 mGy cmであり、NewTomでは59 mGy cmであった。

Sakaino ら [Sakaino07] は、最新装置 3 機種についてCTDI を評価し、以前評価した従来装置 3 機種のCTDI [Harata03; Sakaino03] と比較した。線量測定の対象とした機種は、FineCube (Yoshida)、3DX-FPD (J. Morita MFG)、CB Throne (Hitachi Medico Technology) であった。受像系として、FineCube と 3DX-FPD は FPD を、CB Throne は II+CCD を使用している。これらの線量と、以前評価した NewTom (Quantitative Radiology)、3DX (J. Morita MFG)、CB MercuRay (Hitachi Medico Technology) の線量を比較した。従来装置の受像系はすべて II+CCD であった。CTDI の測定には、標準頭部ファントムおよび CT 用ペンシル形電離箱と線量計を用い、標準ファントムは重ねて 30 cm の高さにして使用した。FineCube は、円柱状の FOV (field of view) を 8.20×7.51 cm に設定した場合の ${}_n\text{CTDI}_w$ は $97.1 \mu\text{Gy/mAs}$ であり、管電圧 110 kV で FOV 13.0 cm の NewTom と管電圧 120 kV で FOV 10.2 cm の CB MercuRay の ${}_n\text{CTDI}_w$ がともに $85 \mu\text{Gy/mAs}$ であるのに比べて高かった。拡大撮影モードでは、同一のビームコリメーションで焦点-検出器間距離が一定のまま、回転中心が焦点側に移動するため、FOV が 5.65×5.17 cm と小さくなるにもかかわらず、 ${}_n\text{CTDI}_w$ はさらに高い $160 \mu\text{Gy/mAs}$ となった。従来機種の 3DX では、上下顎別々に 1 歯とその周囲骨を撮影対象とした 4×3 cm の FOV のみであった。新機種 3DX-FPD では、従来の FOV に近い 4×4 cm に加えて、片顎の上下 2 歯を咬合状態で一度に撮影できる 6×6 cm の FOV が利用可能になった。これは、焦点-検出器間および焦点-回転中心間距離は従来機種と同一のまま、ビームコリメーションだけが変更されたことによる。その結果、同一管電圧での線質特性は以前と変わらないが、FOV の拡大に伴って ${}_n\text{CTDI}_w$ は以前の $60 \mu\text{Gy/mAs}$ から 66.5 と $93.2 \mu\text{Gy/mAs}$ に増加した。CB Throne も、従来機種の CB MercuRay よりコンパクトな設計となっており、焦点-回転中心間距離が短くなっており、X 線管と濾過の仕様に変更はなかった。このため、 5.12 cm ϕ と 10.24 cm ϕ の FOV のそれぞれで、同一管電圧での ${}_n\text{CTDI}_w$ は以前の $85 \mu\text{Gy/mAs}$ から 134 と $143 \mu\text{Gy/mAs}$ に増加した。

3.4.2 DRL の勧告

3.4.2.1 CT

歯科における CT の DRL に関する報告はないが、EC (1999) [EC99a; EC99b] が勧告している DRL として顔面と洞 face & sinuses における CTDI_w 35 mGy と DLP 360 mGy cm が参考となる。歯科の CT 検査ではインプラント術前 CT 検査が増加しており、歯科特有の CT 検査である。Harata ら [Harata05] は、歯科インプラントのための CT 検査についてローカルな DRL を調査し、 CTDI_w と DLP をそれぞれ $27\text{--}28 \text{ mGy}$ および $135\text{--}250 \text{ mGy cm}$ と報告している。顔面と洞における実効線量 E を DLP 360 mGy cm と変換係数 ($E/\text{DLP}=0.0023 \text{ mSv}\cdot\text{mGy}^{-1}\cdot\text{cm}^{-1}$) [EC99b] から推定すると 0.828 mSv となる。同様に歯科インプラントの計画で用いられる CT 検査について、Lecomber ら [Lecomber00] は実効線量を 0.314 mSv 、Reynolds [Reynolds06] は、上顎および下顎においてそれぞれ $0.1\text{--}0.3$ および $0.2\text{--}0.6 \text{ mSv}$ を報告している (3.4.4 参照)。このことから、歯科インプラント術前 CT 検査の DRL は医科における顔面と洞における値よりも低くなるであろう。歯科における CT の DRL の確立は今後の課題である。

3.4.2.2 歯科用 CBCT

最初の商用型歯科用 CBCT 装置 (3DX) が報告されたのが 1998 年で歴史が浅いこと [Arai98]、DRL に用いる適切な線量表現も未だ同意を得られていないこと、さらに機器の出力および患者線量に関する報告が少ないことなどから DRL の確立は今後の課題である。Harata ら [Harata03; Harata05] と Sakaino ら [Sakaino03; Sakaino07] は歯科用 CBCT の線量表現として一貫して ICRP Publication 87 [ICRP00] で定義されている CT に対する CTDI_w と DLP を推奨している。Sakaino ら [Sakaino07] は、6 機種 of CBCT に関する DLP の範囲を $0.266\text{--}1.46 \text{ mGy cm/mAs}$ であると報告した。また、Harata ら [Harata05] が報告したインプラント術

前CT検査におけるDLPをmAs当たりのDLPに換算すると約1.5-5.0 mGy cm/mAsとなる。これによると、CBCTのDRLは歯科インプラント術前CT検査にたいして約30%以下の値になるものと考えられる。

3.4.3 ガイダンスレベル

歯科におけるCTおよび歯科用CBCTのガイダンスレベルはIAEAにはない[IAEA96]。

3.4.4 臓器線量・実効線量

3.4.4.1 CT

英国のLecomberら[Lecomber00]は、歯科インプラントの計画で用いられるパノラマX線撮影、頭部X線規格撮影、直線断層撮影 linear cross-sectional tomography およびCTにおける線量の比較を行った。ランドファントムとTLDを用いて臓器吸収線量を測定し、ICRP 90年勧告[ICRP91]の定義による組織荷重係数に基づく実効線量および“残りの組織”に唾液腺を考慮した線量を評価した。実効線量はパノラマX線撮影、頭部X線規格撮影、断層撮影およびCTでそれぞれ0.004、0.002、0.002および0.314 mSvであった。同様に、唾液腺を考慮した線量はそれぞれ0.009、0.003、0.009および0.924 mSvであった。唾液腺を考慮に入れるとパノラマX線撮影で約2倍、頭部X線規格撮影1.5倍、断層撮影で4.5倍およびCTで約3倍となった。2007年の新しいICRP勧告では組織荷重係数に唾液腺が新たに採用されたことから、歯科における実効線量の評価が大きく変わる可能性もあり、今後の線量評価に大きな影響を及ぼすことも考えられる。

英国のZammit-Maempelら[Zammit-Maempel03]は副鼻腔のFESS (functional endoscopic sinus surgery) のためのマルチスライスCT検査における水晶体と甲状腺の線量評価を行った。この検査は歯科領域ではないが、検査部位が副鼻腔であること、および最低の線量で詳細な骨構造の情報を得るという最適化された検査を念頭に置いていることから歯科でも参考になり得る。線量測定はTLDを患者に貼付して行い、ランドファントムによる追実験およびImPACTグループによって開発されたCTDOSEプログラムとNRPB-SR250 [Jones93]のデータによって測定値を確認した。水平断および冠状断の撮影ではそれぞれ29人および28人の成人患者を対象とした。使用装置はSomatom volume zoom (Siemens)であった。140 kV、100 mAsでの水平断撮影における吸収線量は右水晶体と右甲状腺でそれぞれ24.5 mGy および1.4 mGy、冠状断ではそれぞれ35.1および2.9 mGyであった。さらにZammit-Maempelらがルーチンとして行っている条件である120 kV、40 mAsでは、水平断における吸収線量は右水晶体と右甲状腺でそれぞれ9.2および0.4 mGyであった。140 kV、100 mAs、4×1/3.5 mm、および120 kV、40 mAs、4×1/3.5 mmにおける $CTDI_w$ とDLPはそれぞれ33.5と13.4 mGy/100mAs および368と147 mGy cmであった。

ドイツのRustemeyerら[Rustemeyer04]は、CTによる歯科インプラント術前検査時の臓器線量を評価した。使用したCT装置はSomatom Plus 4 (Siemens)であり、TLDとランドファントムを用い2種の撮影条件について平均吸収線量を測定した。一方の撮影条件は120 kV、165 mA、1回転あたり1秒、スライス厚1 mm、ピッチ1であり、中心軸上の自由空気における空気吸収線量は68 mGyであった。他の撮影条件は120 kV、50 mA、1回転あたり0.7秒、スライス厚1 mm、ピッチ2であった。評価している臓器は左右の水晶体、左右の下顎体、頸椎の骨髄、左右の甲状腺および左右の耳下腺であった。最大の臓器線量は頸椎の骨髄、最小は水晶体であった。管電流165 mAの撮影条件における頸椎の骨髄および水晶体における左右の平均吸収線量はそれぞれ23.6および0.5 mGyであり、50 mAの撮影条

件ではそれぞれ2.9および0.25 mGyであった。

Reynolds [Reynolds06] は、英国における歯科インプラント術前CT検査における実効線量を評価した。彼の所属する Image Diagnostic Technology Ltd (IDT 社) は歯科インプラント専門医 dental implantologist にCTに関するコンピュータデータや3D画像などを提供するサービスを行っている。IDT社はこれらのサービスを最適化するために、実測したCTDI値およびImPACTグループによって開発されたCTDOSEプログラムとNRPB-SR250 [Jones93] のデータを用い、撮影条件から個々のCTにおける実効線量を評価した。実効線量は上顎および下顎においてそれぞれ0.1-0.3および0.2-0.6 mSvの範囲であり、Reynoldsはこれらの値が歯科CT検査のDRLの基本となり得るとした。上顎は下顎の2倍の実効線量を示しているが、これは下顎撮影では甲状腺の被ばくが主たる原因であると考えられる。

3.4.4.2 歯科用CBCT

ギリシャのTsiklakisら [Tsiklakis05] は、歯科用CBCT検査時の臓器線量と実効線量を甲状腺・頸椎シールドの有無について測定した。測定はTLDとランドファントム(成人男性)を用いて行われ、臓器線量は平均吸収線量で表された。CBCTはNewTom Model QR-DVT9000 (Italy) で、撮影条件は管電圧110 kV、管電流3.4 mAであった。測定された臓器はICRP 90年勧告 [ICRP91] に示された組織荷重係数に対応する組織と唾液腺であった。実効線量はシールド使用時と未使用時でそれぞれ0.023および0.035 mSv、組織荷重係数の“残りの組織”に唾液腺を考慮した場合の線量はシールド使用時と未使用時でそれぞれ0.052および0.064 mSvであり、シールドを用いることによって約20-35%減少した。また、唾液腺線量を考慮すると線量は約2倍になることが示された。

ベルギーのGuerreroら [Guerrero06] は、歯科インプラント術前検査における歯科用CBCTによる患者線量を文献検索によってCTとパノラマX線撮影と併せて紹介した。また、3D Accuitomo (J. Morita, Japan)、NewTom 9000 (Quantitative, Italy)、NewTom 3D (Quantitative, Italy)、I-CAT (Imaging Sciences, USA)、CB MercuRay (Hitachi, Japan)、PSR 9000N (Asahi Roentgen, Japan) の7機種について再構成画像サイズ(直径×高さ)、kV、mAs、走査時間およびボクセルサイズについて紹介した。患者線量は相対的なバックグラウンド放射線 relative background radiation、つまり自然放射線に換算して何日分に相当するかという量で表されており、上下顎のCTで38日、下顎のCTで33日、上顎のCTで26日、CBCTで6-12日、およびパノラマX線撮影で0.5-2日であった。自然放射線量の記載はないが、バックグラウンド放射線による世界平均の実効線量を2.4 mSv/年 [UNSCEAR00] とすると、上下顎のCTで0.25 mSv、下顎のCTで0.22 mSv、上顎のCTで0.17 mSv、CBCTで0.04-0.08 mSv、およびパノラマX線撮影で0.003-0.013 mSvとなる。

参考文献

[AAPM02] AAPM (2002) American Association of Physicists in Medicine. Reference Values for Diagnostic Radiology: Application and Impact. Draft.

[Alcaraz04] Alcaraz, M., Martínez-Beneyto, Y., Perez, L., Jodar, S., Velasco, E. and Canteras, M. (2004) 'The status of Spain's dental practices following the European Union directive concerning radiological installations.' Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 98, 476-482.

[Arai98] Arai, Y., Tammsalo, E., Iwai, K., Hashimoto, K. and Shinada, K. (1998) 'Development of Ortho Cubic Super High Resolution CT (Ortho-CT).' Proc. CAR' 98, 780-785.

[Aroua04] Aroua, A., Buchillier-Decka, I., Dula, K., Nedjadi, Y., Perrier, M., Vader, J. P. and Valley, J. F. (2004) 'Radiation exposure in dental radiology: A 1998 nationwide survey in Switzerland.' Dentomaxillofac. Radiol. 33, 211-219.

[BSS085] Report of a Joint Working Party of the British Society for the Study of Orthodontics and the British Society of Dental and Maxillofacial Radiology. (1985) Brit. J. Orthod, 12: 176-178.

[CRCPD88] CRCPD. (1988) Conference of Radiation Control Program Directors. Patient Exposure Guides. CRCPD Publication 88-5. (USA: Conference of Radiation Control Program Directors Inc.).

[Doyle06] Doyle, P., Martin, C. J. and Robertson, J. (2006) 'Techniques for measurement of dose width product in panoramic dental radiography.' Br. J. Radiol. 79, 142-147.

[EC96a] EC. (1996) European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images EN. Report EUR 16260 (Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities).

[EC96b] EC. (1996) European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics EN. Report EUR 16261 (Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities).

[EC97] EC. (1997) European Commission. 'Council directive of June 30, 1997 (97/43/Euratom) on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure.' Official J. Eur. Commun. No L180/22.

[EC99a] EC. (1999) European Commission. EU Guidance on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Medical Exposures. Radiation Protection. 109. (Luxembourg: Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection).

[EC99b] EC. (1999) European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999.

[EC04] EC. (2004) European Commission. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology. The Safe Use of Radiographs in Dental Practice. Radiation Protection 136. (Luxembourg: Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection.).

[Faulkner88] Ed: Faulkner, K. and Wall, B. F. (1988) Are X-rays Safe Enough? Patient Doses and Risks in Diagnostic Radiology. The Institute of Physical Sciences in Medicine, IPSM Report No. 55.