

平成 20 年度厚生労働科学研究費補助金（地域医療基盤開発推進研究事業）

「医療放射線の安全確保に関する研究」（H19-医療-一般-003）

（主任研究者：細野 眞）

分担研究報告書

歯科 X 線検査の診断参考レベルと品質基準

分担研究者：岡野 友宏（昭和大学教授）

研究協力者：原田 康雄（日本歯科大学、昭和大学）

佐藤 健児（日本歯科大学准教授）

荒木 和之（昭和大学准教授）

1. はじめに

国際放射線防護委員会（International Commission on Radiological Protection, ICRP）は放射線診断における患者防護の最適化を促進するため、広く行われている検査に対して診断参考レベル（diagnostic reference level, DRL）の使用を勧告している [1, 2]。すでに医療の先進諸国では医療被曝を低減し、放射線診断サービスの質を保証するための実用的な手段として DRL の有用性が認識されており [3]、欧州連合（EU）では加盟国に DRL の確立を義務づけている [4]。放射線診断が世界で最も盛んな我が国においても DRL の確立が急務の課題である。

我が国では、医科同様、歯科 X 線検査における患者被曝線量に関する実態調査が行われてきたが [5]、それらの調査が直接に患者サービスの向上や被曝低減に結びついて、検査の品質保証（quality assurance, QA）や品質管理（quality control, QC）に役立つ形では必ずしも行われてはこなかった。それらの調査の対象は、X 線検査によるドトリメントを評価する組織等価線量や実効線量または集団線量などであり、これらは X 線検査の QA/QC を目的として臨床現場で日常的に測定することはできないため、日常的な患者線量評価には別の適切な線量が必要となる。

そこで、19 年度の報告では歯科 X 線検査の最適化を推進する上で必要な DRL の策定を目的として、(1) 医科に対する歯科 X 線検査の特徴を明記し、(2) 歯科 X 線検査の DRL に適した計測線量について考察し、(3) 口内法撮影、パノラマ撮影、頭部 X 線規格撮影、CT および歯科用コーンビーム CT (CBCT) に関する線量を文献検索（1988-2007）し、今後歯科における各 X 線検査の DRL 調査を行うために必要な情報を収集整理した。

しかし、X線検査の最適化を推進するためには、患者線量に関連したDRLを確立するだけでは不十分である。例えば受像系としてフィルム/増感紙系を用いた一般のX線検査では、過小照射であれば画像の黒化度は低すぎ、過剰照射であれば黒化度は高すぎて診断は不可能になるが、CT検査では過小あるいは過剰照射であってもデジタル技術によって画像が取得できるだけでなく、受像系での線量が高いほど高画質となる傾向がある。画質が必要以上に良すぎる画像は患者被曝線量の観点から最適な画像とはいえない。つまり、十分な情報を有する画像を最低限度の患者線量で得ることが最適化である(as low as reasonably achievable, ALARA) [1]。したがって、特定のX線検査における画像の最適化を行うためにはDRL、画像品質基準および最適な撮影条件の提示からなる品質基準 quality criteria の確立が必要である。

一般歯科医院のX線検査では口内法とパノラマX線撮影が大半を占めているが、大学歯科病院や総合病院の歯科診療科では医科同様に透視やCT等の検査が行われている。これらの検査のうち、歯科特有の検査はインプラント術前CT検査と歯科用コーンビームCT (cone beam CT, CBCT) による顎骨検査であり、その検査件数は増加傾向にある。特にCBCTは顎骨検査に限定して用いられ、CTに比べ低線量、省スペース、および安価であることから大学歯科病院や総合病院にとどまらず一般歯科医院への普及も予想される。そこで、歯科におけるCT検査およびCBCT検査の最適化のための品質基準を確立することを目標とし、歯科におけるCT検査のうちインプラント術前CT検査における品質基準の確立とCBCTにおける線量評価について検討した。

CT線量指数 (computed tomography dose index, CTDI) と線積分線量 (dose-length product, DLP) は放射線生物学的な修飾因子は含まれておらず、実効線量や等価線量などの実測困難な防護量と異なり、放射線管理のための実用量 operational quantity に近いものである。我々は歯科におけるCTおよびCBCTの最適化のためにCT用のペンシル型電離箱を用いて多数のCTDIとDLPを測定し、比較してきた。CBCTは限定された小さな照射野を用いて歯とその周囲の顎骨を撮影するもので、0.1mm~0.4mm程度の等方向ボクセルによる高空間分解能の3次元画像が比較的少ない線量で得られることを特徴としている。その線量測定に関しては、現在のところ、幾つかの施設においてRandoファントムとTLDを用いた臓器・組織線量と実効線量の評価が行われているが、相互の結果に大きな開きがある。歯科におけるCTおよびCBCTの最適化を推進する観点から、CTDIとDLPによって公称ビームコリメーションの平均的な線量の比較は可能であるが、より詳細な比較を行うには患者の体内線量分布を知るための線量プロフィールが必要である。最近、光刺激ルミネッセンス (optically stimulated luminescence, OSL) 技術を利用したCT線量プロフィールを簡便に測定できるCT線量計 (Landauer社) が開発された [6]。X線照射後にOSLCT線量計をLandauer社に返送すると、線量プロフィールとCTDIが報告されるため、CT用ペンシル型電離箱と線量計の計測系では困難な郵

送による線量管理システムの構築が可能となる。そこで、OSLCT線量計によって得られた線量プロフィールとCT用ペンシル型電離箱で測定したCTDIを比較することによって、OSLCT線量計の正確さと最適化への有用性について検討した。

歯科X線検査による実効線量に関する最近の報告の多くは、ICRP1990年勧告[1]に基づいて計算されている。実効線量を不均等部分被曝である放射線診断における患者リスク評価に用いることは問題であるとされているが、今後もそれに代わる量が世界的に認知されない限り、実効線量は医療被曝を含むさまざまな放射線防護の分野で利用され続けるものと思われる。しかし、実効線量を利用する場合には、その前提条件と限界を十分に認識する必要があるが、患者防護の最適化を推進するためには、DRLの計測線量と実効線量Eの関係をすることが大切である。管電圧60kV程度の低エネルギーX線では、患者に入射するX線の大半は患者に吸収されるため、口内法とパノラマ撮影における積分線量(integral dose, or energy imparted)は高い正確さで面積線量(dose-area product, DAP)によって推定できる。このことから、口内法とパノラマ撮影における実効線量換算係数E/DAPが評価されている[7, 8]。一方CTでは、通常使用される撮影技術パラメータにおける患者頭部の横断面での線量分布は、どのCT装置でも±15%以内で一様であるため、CTによる患者の放射線リスクは患者体軸方向での走査部位(高感受性の組織臓器の位置)に依存する。このため、CTにおける患者の積分線量はDLPによって良く近似され、走査部位別の実効線量換算係数E/DLPを評価できる[9 - 11]。DRLの計測量によって患者線量の管理を行うためには、これらの実効線量換算係数は極めて重要である。2007年に出されたICRPの新勧告[12]において新たな組織荷重係数が設定されたため、実効線量の計算結果が従来のものと異なることが予想される。したがって、1990年と2007年勧告に基づく患者実効線量の比較を可能にするため、および実効線量換算係数の改定のために、1990年勧告に対する2007年勧告に基づく実効線量の変化を定量的に評価することは重要である。

本年度は、口内法とパノラマ撮影におけるDRLの実態調査に関する文献紹介、2008年に行った口内法とパノラマ撮影におけるDRL実態調査の結果、DRL調査に有用と思われるOSLCT線量計の諸特性、ICRP1990年勧告[1]に対する2007年勧告[12]による実効線量の変化、および歯科特有であるインプラント術前CT検査における品質基準の策定作業の一部について報告する。

2. 歯科X線検査の診断参考レベル(DRL)

2.1. DRL調査例

英国放射線防護庁 (National Radiological Protection Board, NRPB) は 1995 年から 1998 年の 3 年間の口内法撮影およびパノラマ撮影装置の調査を行い、これらの DRL を勧告している [13, 14]。英国内の歯科用 X 線装置 6344 台が調査された。標準的な成人の下顎臼歯部撮影におけるコーン先端での患者表面入射線量 (patient entrance dose, PED) を調べたところ、PED は最小 0.14 mGy、最大 45.7 mGy、分布範囲 (最大/最小) 326、平均 3.3 mGy および第 3 四分位数 3.9 mGy であった。この結果から NRPB は 1999 年に口内法 X 線検査に対して 4 mGy の初期 DRL を提案し、この線量より多い医院や施設は患者防護の最適化の観点から見直すよう勧告した。ここで、平均値以上で高線量側に片寄った分布をもたらしている施設は、主として 60 kV 未満の低管電圧と濾過不足によって線質が柔らかい古い装置および D 感度グループ以下の低感度フィルムを使用していることが判明したことから、これらの古い装置をある年度までに更新し、E 感度グループ以上の高感度のフィルムを使用することを推奨した。その後の調査によって PED が改善されたため、2002 年に DRL を 2.1 mGy に引き下げるよう提案された [14]。なお、日本歯科放射線学会防護委員会による全国の大学歯学部附属病院における口内法上顎大臼歯部撮影の調査では 5.5 mGy のガイダンスレベルが報告された [15]。一方、パノラマ撮影装置では 387 台が調査された。標準的な成人の撮影条件で、患者のいない空中における撮影の 1 サイクルに渡る受像系スリット位置での線量幅積 (dose-width product, DWP [16]) を調べたところ、DWP は最小 1.7 mGy mm、最大 328 mGy mm、分布範囲 (最大/最小) 193、平均 57.4 mGy mm および第 3 四分位数 66.7 mGy mm であった。この結果から NRPB はパノラマ撮影に対して 65 mGy mm の初期 DRL を提案した。

英国健康保護省 (Health Protection Agency, HPA; 旧 NRPB) は 2002 年から 2004 年にわたる口内法撮影およびパノラマ撮影装置の再調査を行い、DRL を再評価している [17]。英国内の歯科用 X 線装置 4006 台が調査された。1999 年同様、標準的な成人の下顎臼歯部撮影における PED を調べたところ、最小 0.05 mGy、最大 30.0 mGy、分布範囲 (最大/最小) 600、平均 1.9 mGy および第 3 四分位数 2.4 mGy であった。この結果は 1999 年の第 3 四分位数 3.9 mGy よりもかなり低いことから現在の DRL 4 mGy よりも低い DRL が今後勧告されるようである。一方、パノラマ撮影装置では 1719 台が調査され、標準的な成人の撮影条件での撮影の 1 サイクルに渡る受像系スリット位置での DWP と面積線量 (dose-area product, DAP) を調べたところ、DWP は最小 11.4 mGy mm、最大 271 mGy mm、分布範囲 (最大/最小) 23.8、平均 51.8 mGy mm および第 3 四分位数 59.7 mGy mm、DAP は平均 77 mGy cm² および第 3 四分位数 92 mGy cm² であった。この結果では 1999 年の DWP と DAP の第 3 四分位数に対して僅かな減少は認められたが、現行の DRL に重大な変更を及ぼすことはないようである。

ローカル診断参考レベル (LDRL) は、多くの施設の調査に基づく national の診断

参考レベル（ナショナル DRL, NDRL）あるいは地域 regional（アジア、オセアニア、欧州等）の診断参考レベルと異なり、特定の施設における調査データに基づき設定される [18]。NRPB の口内法とパノラマ撮影検査の参考線量値は、日本の 1 歯科大学病院における線量調査でも、成人患者に対する LDRL の初期値として妥当であることが示された [19]。その調査結果では平均線量と標準偏差が口内法撮影で 1.79 ± 0.68 mGy であった。平均の照射野直径 60.2 mm から DAP は 5.10 ± 1.93 cGy cm²、口内法撮影における DAP から実効線量への換算係数 $0.971 \mu\text{Sv}/(\text{cGy cm}^2)$ を用いると [8]、実効線量は $5.0 \pm 1.9 \mu\text{Sv}$ であった。パノラマ撮影では、DWP はの平均 42.6 ± 3.5 mGy mm であり、スリット高さ 141 mm から DAP は平均 6.01 ± 0.50 cGy cm²、パノラマ撮影における DAP から実効線量への換算係数 $0.734 \mu\text{Sv}/(\text{cGy cm}^2)$ を用いると [20]、実効線量は $4.4 \pm 0.4 \mu\text{Sv}$ であった。これらの線量レベルのオーダは典型的な医学画像検査ではもっとも低いリスク水準に分類されており、検査の正当化を判断するひとつの指標となる [3]。

2.2. DRL の実態調査

2.2.1. 口内法およびパノラマ X 線検査

2.2.1.1 東京地域の歯科医院に対する X 線撮影についての調査 [21, 22]

目的

歯科 X 線撮影の最適化を推進するため、一般歯科医院の現状を調査し、改善すべき点を検討した。

方法

2006 年 8 月 1 日に東京都大田区・品川区の歯科医師会に調査協力を依頼し、10 月 1 日に会員 240 名を対象に協力の諾否を訊ねる葉書を送付した。そして協力の承諾が得られた 80 医院へ使用装置と受像体、撮影条件、線量等に関する調査セット（アンケート用紙、X 線フィルム、光刺激ルミネセンス線量計、熱ルミネセンス線量計）を 12 月 1 日に送付した。翌 2007 年 2 月 1 日までに返送された医院は 35 で、ここでは辞退された 4 医院を除く 31 医院からのアンケート調査の集計結果を中心に報告する。線量調査の結果については別の演題で報告する。

結果

口内法撮影装置を有していた医院は 100%で、成人患者に対する使用管電圧の範囲（中央値）は 59.5-70 (60) kV、総ろ過は 1.5-2.5 (2) mm Al 当量、管電流は 4-10 (10) mA、

照射時間は 0.03-3 (0.4) s、管電流と照射時間の積は 0.21-21 (3.2) mAs、焦点からコーン先端までの距離は 11-30 (16) cm、コーン先端での照射野直径は 5.2-6.2 (5.8) cm で、矩形照射野は使用されていなかった。投影法は 83%が二等分法を、17%が平行法を利用していった。D 感度フィルム使用は 61%、E/F は 11%、残り 28%は CCD/IP であった。

パノラマ撮影装置を有していた医院は 89%で、成人患者に対する使用管電圧の範囲(中央値)は 60-90 (73) kV、総ろ過は 2.0-2.8 (2.5) mm Al 当量、管電流は 2.5-15 (10) mA、照射時間は 11-18 (16) s、管電流と照射時間の積は 45-216 (128) mAs、焦点から受像体面までの距離は 36-53 (48.5) cm、受像体面でのスリット高さは 12.9-21.7 (15.0) cm であった。相対感度 400 未満の増感紙フィルム系の使用は 60%で、残り 40%は相対感度 400 以上あるいは CCD を使用していた。

結 論

これらの現状は撮影条件や受像体の見直し等によって患者線量低減や画質向上の可能性が高いことを示唆していた。

2.2.1.2. 口内法 X 線撮影における患者入射線量の調査 [22, 23]

目 的

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、2006-7 年に大学歯科病院および地域の歯科医院を対象として、口内法撮影とパノラマ撮影に対する線量調査を行った。今回は、地域の医院における口内法撮影時の患者線量を英国の診断参考レベル (diagnostic reference level, DRL) と比較したので、その結果について報告する。

方 法

口内法撮影時の患者線量はコーン先端での患者入射線量 (patient entrance dose, PED) およびその面積線量 (dose-area product, DAP) で調査した。調査対象は調査セットを郵送した東京都大田区・品川区の 80 医院のうち返送された 28 医院である。PED は $Al_2O_3:C$ 光刺激ルミネセンス線量計 OSLD (Nagase Landauer) を用いて測定した。OSLD の校正定数は、日本品質保証機構で校正した適切な電離箱線量計 Radiation Monitor 9015/10X5-6M (Radcal) を用いて標準偏差 5%以内で決定した。DAP を算定するための照射野サイズはフィルム X-OMAT V (Kodak) を用いて決定した。得られた DAP は PED と極めて高い相関を示したので、以下では PED の結果についてのみに言及する。

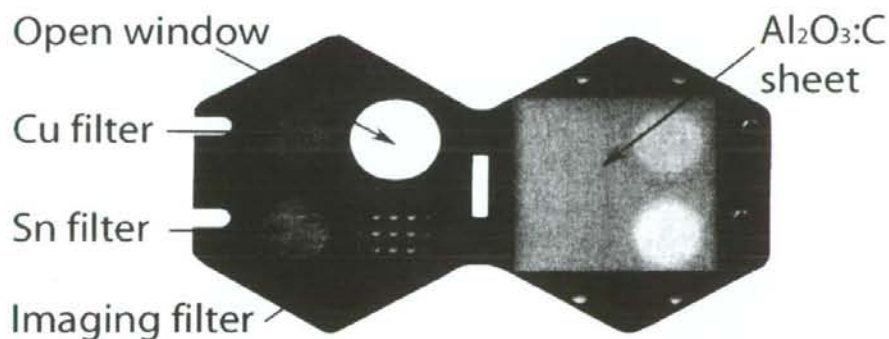
結果と考察

成人患者に対する下顎大臼歯部における PED は、調査した医院の間で約 100 倍異なっていた。これらの PED は、線質の硬いビームの装置と感度 E 以上のフィルムを使用して

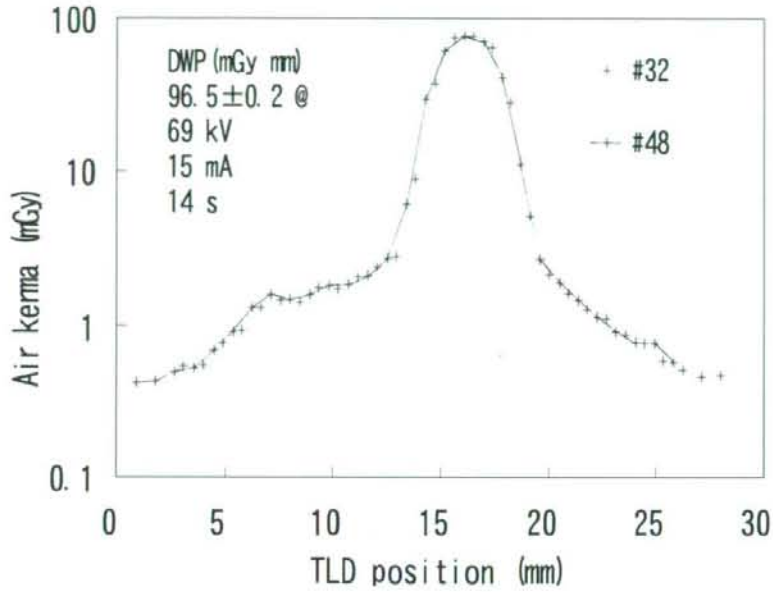
適正な現像を行っていた医院、あるいはデジタル撮影装置を使用していた医院では英国の DRL である 4.0 mGy 以下に維持されており、線質の軟らかいビームの古い装置または感度 D のフィルムを使用していた医院では DRL 値を超えていた。特に 10 mGy を超えた医院では、感度 D のフィルムに対して過剰照射を行っており、本来ならば高濃度写真であるにも関わらず画像診断を行っていたと思われることから、その理由として不適切な現像処理が疑われた。

結 論

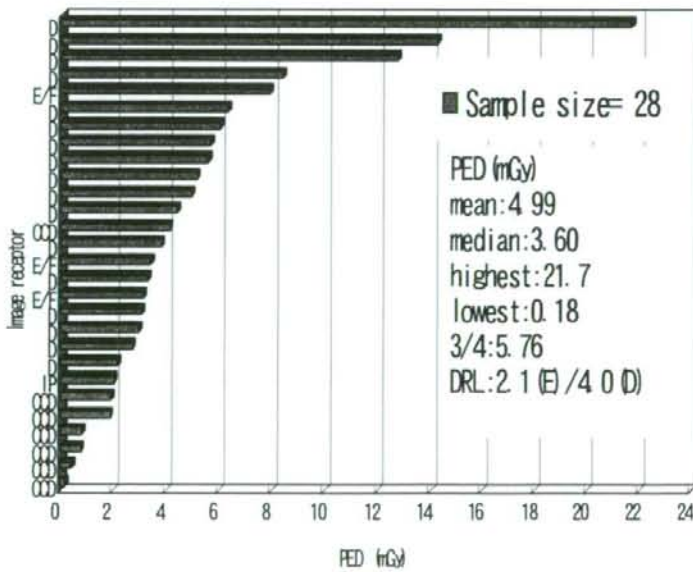
調査した医院における口内法撮影時の患者線量分布が同一の撮影部位であっても大きく広がっていたことから、線量低減の可能性は大きい。これらの医院の 54% (15/28) が DRL 以下の線量で撮影を行っていたが、残りの医院については更に低い線量で診断目的を達成するために、撮影条件も含めた検査全体についての見直しが必要と考えられた。



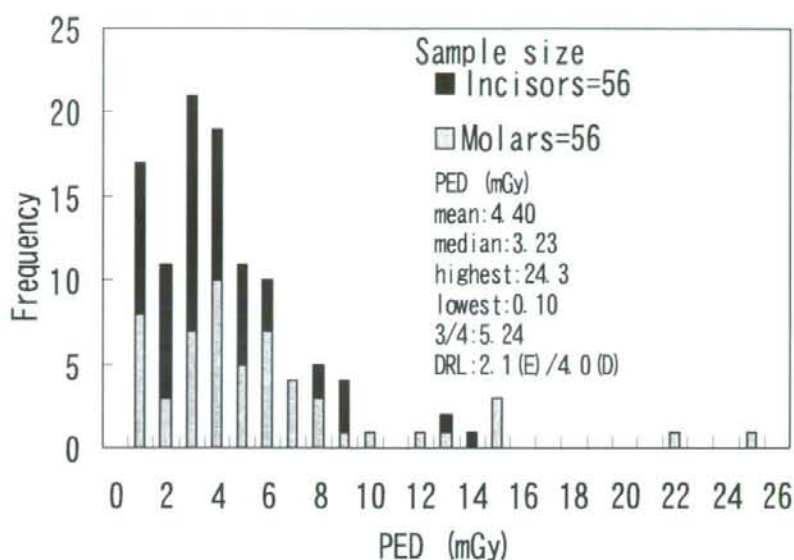
OSL dosimeter



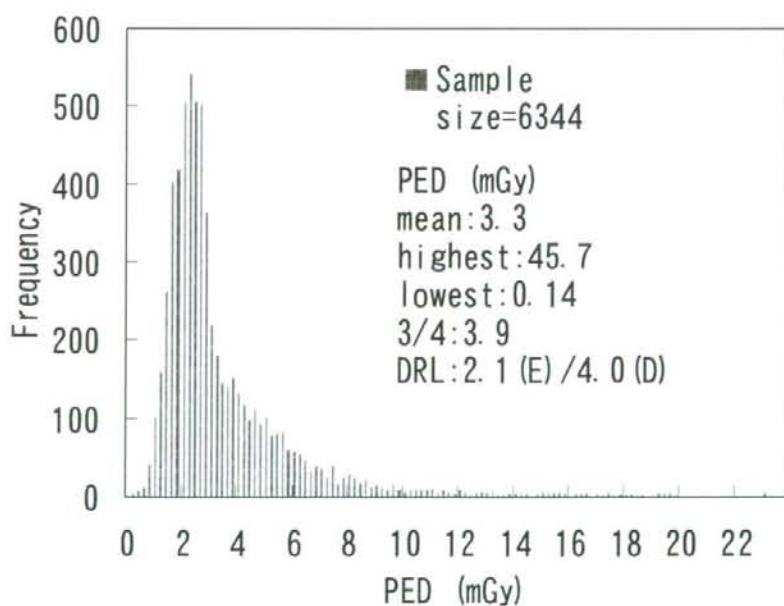
Dose profiles of panoramic radiography measured with 30 TLD tips for Sirona ORTHOPHOS XG plus



Patient entrance dose (PED) for mandibular molars in intraoral radiography



Distribution of patient entrance dose (PED) in intraoral radiography



Distribution of patient entrance dose (PED) for mandibular molars in intraoral radiography (UK 1999 study)

2.2.1.3. パノラマ X 線撮影における線量ビーム幅積の調査 [22, 24]

目的

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-2007 年に大学歯科病院および地域の歯科医院を対象としてパノラマ撮影に対する線量調査を行い、その患者線量を英国で勧告されている診断参考レベル (diagnostic reference level, DRL) と比較した。今回は地域の医院に対する調査結果を報告する。

方法

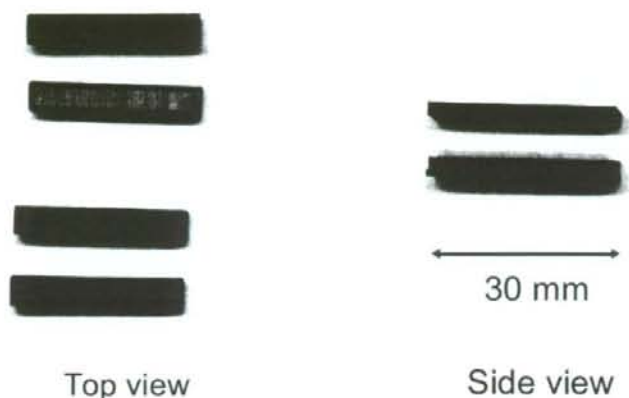
標準的な成人患者に対する撮影条件で、受像体への入射線量とビーム幅の積 (dose-width product, DWP)、およびビーム高さ \times DWP の積で得られる面積線量 (dose-area product, DAP) について東京都大田区・品川区の 25 医院を対象に調査した。線量調査には熱ルミネセンス線量計 TLD (Nagase Landauer) と X 線フィルム X-OMAT V (Kodak) を用いた。厚さ 0.9 mm で一辺 3 mm 正方の TLD LiF 素子を隙間なく 30 個重ねて 27 mm の幅に配列し、ビームの幅方向の線量プロフィールを測定した。その線量プロフィールを積算して DWP とした。TLD は、日本品質保証機構で校正した電離箱線量計 Radiation Monitor 9015/10X5-3CT (Radcal) を用いて校正した。ビーム高さはフィルムを用いて決定した。得られた DAP は DWP と極めて高い相関を示したので、ここでは DWP の結果のみを示す。

結果と考察

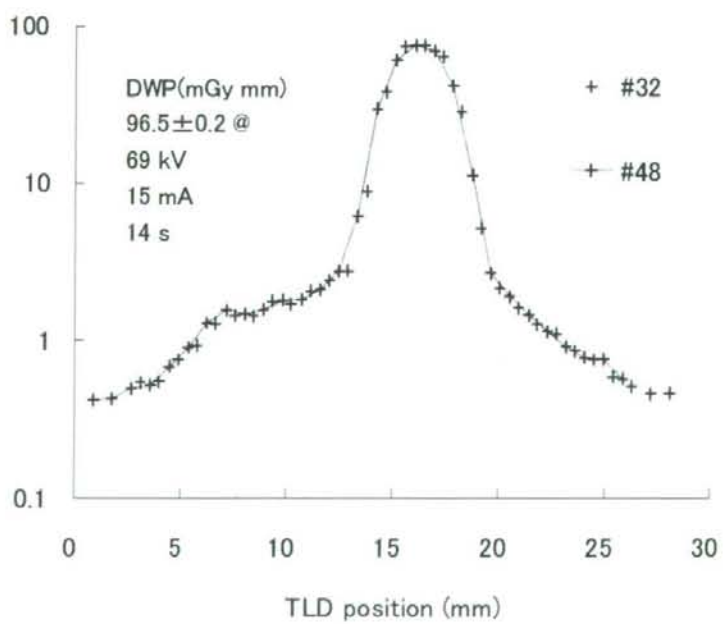
DWP の値は施設間で約 15 倍異なっていた。適正な管電圧と相対感度 400 以上の増感紙フィルム系を使用していた医院では、英国の DRL である 65 mGy mm 以下の DWP であった。DRL を超えていた医院は、多くは全波整流の装置で相対感度 400 未満の増感紙を使用していた。DWP が 100 mGy mm を超えた医院ではビーム幅が 10 mm 以上あり、263 mGy mm に達した医院では現像条件の不適切やスリットアライメントの不整合が疑われた。デジタルシステムを使用しても、必ずしも DRL 以下の DWP ではなかった。

結語

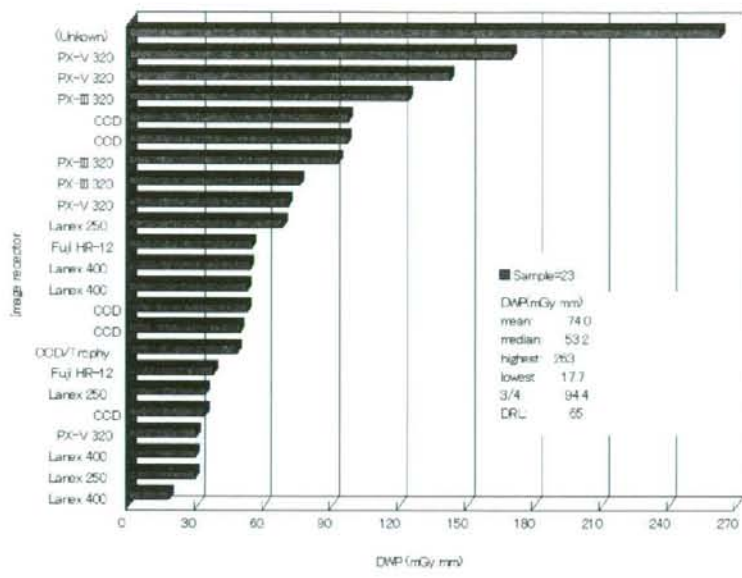
今回の調査結果では、パノラマ撮影時の患者線量は平均 75 mGy mm で、その範囲は 18 mGy mm から 263 mGy mm と広く、線量低減の余地は大いにある。調査した医院のうち 57% (13/23) は英国の DRL 以下の線量で検査を行っていたが、残りの 10 医院では特に検査に対する品質保証プログラムの実施と第三者機関による監査が必要と思われた。



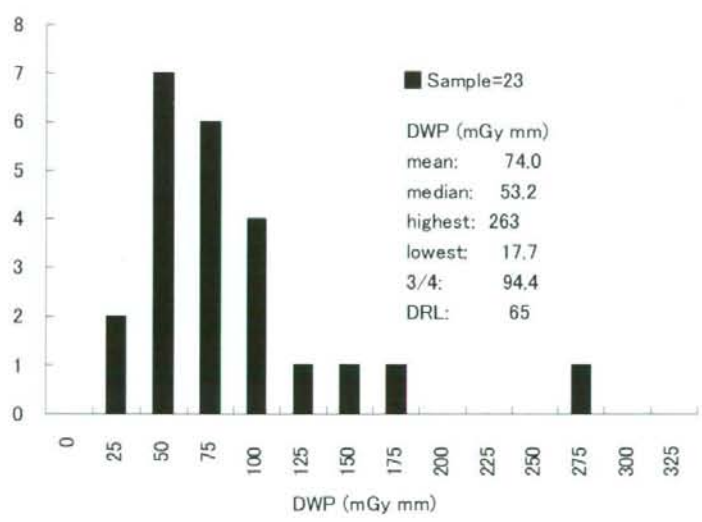
TLD arrays



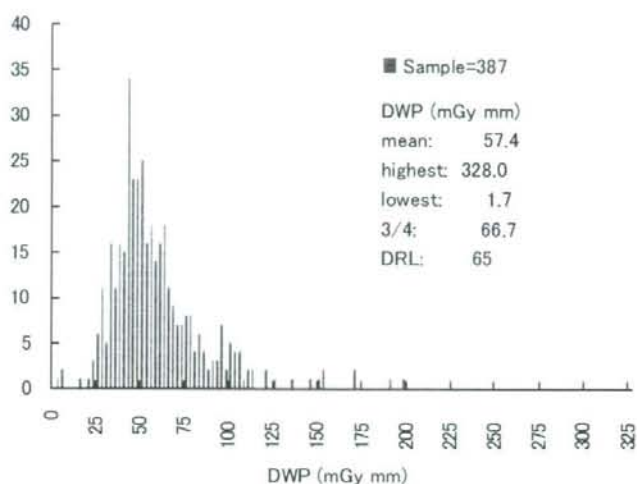
Dose profiles of panoramic radiography measured with 30 TLD tips for Sirona ORTHOPHOS XG plus



Dose-width product (DWP) in panoramic radiography



Distribution of dose-width product (DWP) in panoramic radiography



Distribution of dose-width product (DWP) in panoramic radiography

2. 2. 2. 歯科インプラント術前 CT 検査

2. 2. 2. 1. 歯科大学病院における歯科インプラント術前 CT 検査時の患者および線量データ [25]

目的

歯科インプラント術前 CT 検査の最適化を目的として、2003 年と 2004 年の日歯放射学術大会において 2002 年 1 月から 2003 年 5 月までに日本歯科大学病院で行われた CT 検査の患者および線量データについて評価したが、今回は対象とする CT 検査期間を拡張し再評価したので報告する。

方法

評価対象とした期間は 2000 年 10 月から 2007 年 3 月までである。CT 装置は Asteion (Toshiba 社, Model TSX-021A) であり、撮影条件は 120 kV、スライス厚 1 mm、ピッチ 1、1 スキャン 0.75 sec である。管電流は CT 導入時から 2003 年 3 月 7 日まで 200 mA、2003 年 10 月 27 日から 2004 年 5 月 13 日まで 180 mA、および 2004 年 5 月 25 日から現在まで 150 mA に設定されている。

結 果

全期間における件数は988件(男性363、女性625)であり、女性が約63%であった。平均年齢は女性では 52.4 ± 19.8 歳(範囲15-87歳)、男性では 53.3 ± 12.1 歳(範囲18-90歳)で差異は認められなかった。管電流200、180、および150mAにおける片顎検査(上下顎同時検査)の件数は287(50)、90(17)、および509件(35件)であり、全期間では片顎検査が約90%を占めた。各期間における平均線積分線量(dose-length product, DLP)はそれぞれ 245.3 ± 45.7 (453.4 ± 33.0)、 236.3 ± 48.7 (439.7 ± 13.3)、および 184.2 ± 23.2 (354.6 ± 20.7) mGy cmであり、片顎と上下顎同時検査を合わせた平均DLPはそれぞれ 276.2 ± 86.2 、 236.3 ± 87.2 、および 195.1 ± 47.8 mGy cmであった。

考 察

ICRPが勧告しているCTの診断参考レベル(diagnostic reference level, DRL)は、顔面・洞撮影において360 mGy cmであり、管電流200、180、および150mAにおける片顎と上下顎同時検査を合わせたDLPでDRL360 mGy cmを超えるものはそれぞれ17.8、19.6、および3.5%であった。管電流を200から150mAへ25%減らすことによって平均線量で約30%の線量低減が実現されているが、他の文献によると更なる線量低減が可能である。そのためには、最適化のための画質基準の確立が不可欠である。

2.2.2.2. Initial values of local diagnostic reference levels in computed tomography for dental implant planning [25 - 27]

Introduction

In recent years computed tomography (CT) for dental implant planning has increased in the oral radiology departments of Japan. The same trend is seen in all advanced countries. Since the CT is a relatively high dose X-ray examination, adequate managing of patient doses and setting of exposure factors are important. In the present study we surveyed the exposure factors in the CT for dental implant planning in the departments of two dental university hospitals (abbreviated as A and B). From the survey we evaluated computed tomography dose indexes (CTDIs) and dose-length products (DLPs) in the examination, and tried to establish the initial values of local diagnostic reference levels (DRLs) based on these doses to promote optimization in CT examination at the facilities of A and B.

Methods

Periods and patients surveyed

Samples of patients were randomly extracted from the exposure records of CT

examinations for dental implant planning in the periods shown in Table 1. Average ages and standard deviations of the patients in A and B, and the range of the ages are also shown in Table 1. The patient ages ranged from 10 to the 90's, and most of the patients were in their 50's. Although there were many more female patients than males, no significant differences were observed in the age distributions between both sexes and between both facilities (Fig. 1).

Scanners and exposure factors used

The CT scanners and the technical parameters used in both facilities are shown in Table 2. Several operators in A selected various settings of exposure factors depending on the patients, but in B only one operator changed the scan lengths depending on the anatomical jaw sites of the examination, and the remaining parameters were fixed. All operators selected the mode of spiral scan with a pitch factor of 1 and with the minimum slice thickness of each scanner and a high-resolution bone image reconstruction kernel function.

CT dosimetry: CTDI_w and DLP

Fig. 2 shows the pencil-type ionization chamber with the effective length of 100 mm and the standard dosimetry head phantom for CT. The dosimeter was calibrated by Japan Quality Assurance Organization. The CTDI_{100, c} and CTDI_{100, p} were measured respectively at a center and at four peripheries in the phantom under the scanning conditions used. The weighted CTDI (CTDI_w) was calculated from the equation of CTDI_w = (1/3) CTDI_{100, c} + (2/3) CTDI_{100, p} and the dose-length product (DLP) was calculated from the equation of DLP = $\sum_i \{ {}_n\text{CTDI}_w \cdot n \cdot T \cdot N \cdot C \}$ in ICRP Publication 87.

Results

Technical parameters in CT

The technical parameters in the CT examinations for the patients were surveyed from the exposure records that should be saved according to Japanese regulations. Table 3 shows the average and standard deviation of a tube voltage, a tube current-exposure time product (so called mAs value) per rotation, and a scan length for anatomical sites of an upper/lower jaw and both jaws. The average scanning in A performed at a tube voltage of 10% or higher, the mAs of 20% or lower, and the scan length of 10 mm or longer than in B.

CTDI_w and DLP in both facilities

The CTDIs were measured proportionally to the tube current with a standard deviation of 3% at a given tube voltage. Table 4 shows the averages and standard deviations of doses, CTDI_w and DLP, which were evaluated from the exposure factors of the patients. The average doses indicated the CTDI_w of ca 60 % lower and the DLP of 70-75 % lower in A than in B. There were no significant differences of DLPs between upper and lower jaws and the DLP for both jaws was double for a single jaw.

nCTDI_w and nDLP (normalized CTDI_w and DLP)

CT examinations for implant planning using different scanners gave various doses at different exposure settings between both facilities. Therefore, we calculated the normalized CTDI_w per unit mAs (*n*CTDI_w) to compare the scanners. The values of *n*CTDI_w for the scanners were consistent within 10% and the values of *n*DLP in both facilities were comparable to the same percent difference at all anatomical jaw sites (Table 4). If we use the same CT image quality criteria and obtain the same image quality with the same CTDI_w of the scanners, we can introduce a common DLP for each anatomical site in the CT examination for implant planning in both facilities.

DRLs

The third quartiles of the *n*DLP were 186 mGy cm/100 mAs for a single upper or lower jaw and 334 mGy cm/100 mAs for both jaws in A and were 167 mGy cm/100 mAs for a single jaw and 327 mGy cm/100 mAs for both jaws in B. When the *n*DLPs were multiplied by mAs values used in B and then rounded by two significant figures, the resultant values of the DLPs were 180 mGy cm for a single jaw and 360 mGy cm for both jaws. Since the mAs values used in the former facility were lower than in B, the third quartiles of the DLPs in A were lower than these values for all anatomical jaw sites. Therefore, we concluded that these DLPs could be commonly used for both A and B as local diagnostic reference levels in the CT examination for implant planning.

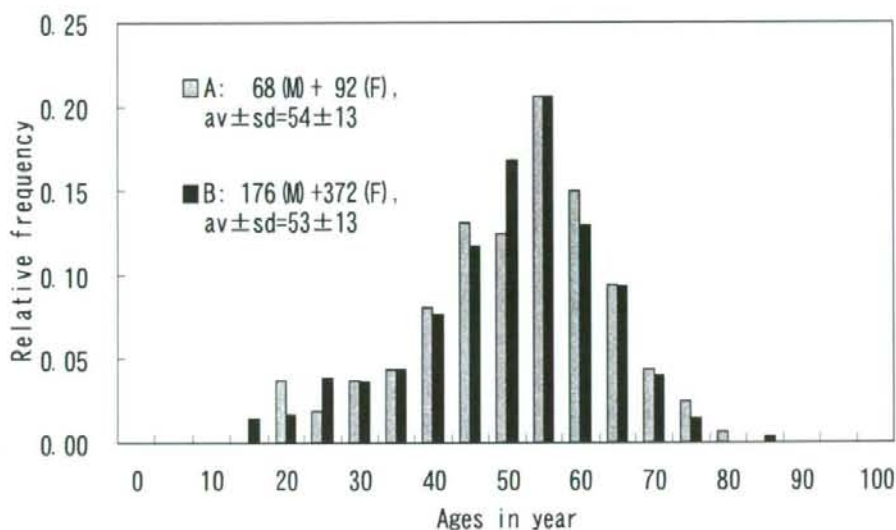
Conclusion

We recommend that the exposure factors of the CT for dental implant planning be set at a tube voltage from 120 to 140 kV, a current-exposure time product below 110 mAs/rotation with a pitch factor above 1, with a bone image reconstruction

kernel function. The local diagnostic reference levels should be set at the CTDIw of 35 mGy or below 46 mGy for all anatomical jaw sites, and the DLPs of 180 mGy cm for a single jaw and 360 mGy cm for both jaws.

Table 1 The periods and patients surveyed

Facility	A	B
Periods surveyed	2004/Oct. – 2005/Feb	2004/May – 2007/Mar
Patients	68 (Male) + 92 (Female)	176 (Male) + 372 (Female)
Average age \pm SD	54 \pm 13	53 \pm 13
Range of ages	20 – 82	16 – 90

**Fig. 1** Age distributions of patients**Table 2** The CT scanners and exposure factors operated

Facility	A	B
Manufacture	GE/Yokogawa	Toshiba
Scanner	HiSpeed QX/i	Asteion Model TSX-021A
Tube voltage (kV)	120 or 140	120
Tube current (mA)	80 – 140	150
Exposure time/rotation (s)	0.7	0.75
Slice thickness (mm)	0.625 \times 2	1.0
Pitch factor	1	1



Fig. 2 An ionization chamber (model 10X5-3CT) with a dosemeter (model 9015, Radcal) and a standard CT head phantom

Table 3 The average values and standard deviations of technical parameters in CT for a dental implant planning

Facilities	A			B		
	Tube voltage (kV)	Current-time Product (mAs/rotation)	Scan length (mm)	Tube voltage (kV)	Current-time Product (mAs/rotation)	Scan length (mm)
Anatomical sites						
Upper jaw	134 ± 9	75.6 ± 8.4	48 ± 4	120	113	39 ± 5
Lower jaw	133 ± 10	76.3 ± 8.4	50 ± 4	120	113	40 ± 2
Both jaws	136 ± 8	76.3 ± 7.7	88 ± 6	120	113	39 ± 5

Table 4 The average values and standard deviations of a computed tomography dose index weighted (CTDI_w) and a dose-length product (DLP), and their normalized values per mAs, i.e., ${}_n\text{CTDI}_w = \text{CTDI}_w/\text{mAs}$ and ${}_n\text{DLP} = \text{DLP}/\text{mAs}$.

Facilities	CTDI _w (mGy) [${}_n\text{CTDI}_w = 36.0 \text{ mGy}/100 \text{ mAs}$]	A		CTDI _w (mGy) [${}_n\text{CTDI}_w = 36.0 \text{ mGy}/100 \text{ mAs}$]	B	
		DLP (mGy cm)	${}_n\text{DLP}$ (mGy cm/100 mAs)		DLP (mGy cm)	${}_n\text{DLP}$ (mGy cm/100 mAs)
Anatomical sites						
Upper jaw	27 ± 8	135 ± 34	177 ± 45	45.9	191 ± 21	160 ± 19
Lower jaw	27 ± 5	139 ± 32	182 ± 48	45.9	181 ± 11	162 ± 10
Both jaws	28 ± 5	250 ± 43	328 ± 55	45.9	356 ± 20	316 ± 18

3. 光刺激ルミネッセンス (OSL) CT 線量計

光刺激ルミネッセンス (optically stimulated luminescence, OSL) CT 線量計 (Landauer 社) [6] は、幅 6 mm、長さ 150 mm 以上に渡って α 酸化アルミニウム ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ 人工サファイア) の微結晶を薄く塗布した厚さ約 1 mm の細長いストリップを 12 mm ϕ のポリカーボネイト製の遮光容器に封入したものである。X 線照射後に OSLCT 線量計を Landauer 社に返送すると、スリット幅 0.2 mm のレーザビームで 150 mm の範囲を 0.05 mm 間隔でスキャンされ、得られた OSL から線量プロフィールと (国立標準技術研究所 National Institute of Standards and Technology, NIST, [http://www.nist.gov/]) で校正した線量値) CTDI が報告される。従来の電離箱と線量計の計測系に対して線量プロフィールが得られることと郵送による線量管理が可能なが大きな特徴である。

3.1. CT における線量プロフィールの測定 [28, 29]

目的

本研究では Landauer 社によって最近開発された炭素添加酸化アルミニウム ($\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$) による CT 用の光刺激ルミネッセンス線量計 (以下 OSL CT 線量計と略す, Fig. 1) [6] を用いて、CT 撮影時の体軸 (z 軸) 方向の線量プロフィールを測定し、それらの線量プロフィールから長さ 100 mm の CT 線量指数 (CTDI) を求め、電離測定による CTDI と比較し、さらに OSL CT 線量計の正確さと有用性について検討した。

方法

使用した CT 装置は GE HiSpeed QX/i、ファントムは IEC 規格の長さ 15 cm の頭部 (16 cm ϕ) と腹部 (32 cm ϕ) の CT 線量測定用標準ファントムを使用した。撮影条件は、管電圧 120 kV、管電流 200 mA、一回転当たりの照射時間 0.7 s、スライス厚 0.625 mm \times 2 と 5 mm \times 4、およびピッチファクター 0.75 と 1.5 である。線量測定は、ファントムの中心と周辺に OSL CT 線量計を挿入して行った。線量プロフィールの 25 から 125 mm の長さ 100 mm に渡って線積分した線量と有効長 100 mm の電離測定による線量を比較した。電離測定はファントムの同一の位置に挿入したペンシル CT 用電離箱 (10 \times 5-10.3CT, Radcal 社) と線量計 (model 9015, Radcal 社) で行った。OSL CT 線量計の形状は長さ 175 mm \times 12 mm ϕ であり、標準ファントムに対応している。

結果

(1) 頭部ファントム中の線量プロフィール

管電圧 120 kV、管電流 200 mA、スライス厚 0.625 mm \times 2 列、SFOV 25 cm、一回転当たり 0.7 s のコンベンショナルスキャン 1 回で、頭部ファントムの中心と周辺で測定した