

線量プロフィールをFig. 2に示す。スライス（公称値1.25 mm）内の狭い線量分布が高い空間分解能で測定された。

(2) 腹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5 mm×4列、SFOV 50 cm、一回転当たり0.7 sのコンベンショナルスキャン2回で、腹部ファントムの中心と周辺で測定した線量プロフィールをFig. 2に示す。スライス（公称値20 mm）内での線量分布がヒール効果によって頭側と脚側で異なることが高い空間分解能で測定された。中心部と周辺部ではビームのFWHMが大きく変化すること、およびスライス内の一次線（直接線）の線量が4倍以上異なるが、スライスの外側に広がる散乱線量はスライスの近傍を除いてあまり変わらないことが認められた。100 mmにわたる線積分線量は周辺部で中心部の約2倍であった。

管電圧120 kV、管電流200 mA、スライス厚5 mm×4列、SFOV 50 cm、一回転当たり0.7 sのヘリカルスキャンで、腹部ファントムの中心と周辺で測定した。ピッチファクター0.75および1.5の線量プロフィールをFig. 4とFig. 5にそれぞれ示す。Fig. 4によると、ピッチファクターの0.75におけるファントムの周辺部では、ヘリカルスキャンの線量プロフィールにビームの重なりによる周期的な凸が認められ、ピッチファクター1.5ではスライス間に凹が認められた。Fig. 5のファントムの中心部ではピッチファクター0.75と1.5の違いによって、100 mmにわたる線積分線量は2倍異なった。

(3) OSL CT線量計と電離箱によるCTDIの比較

コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンの線量プロフィールから求めたCTDIと電離箱による値を比較したところ、米国のAAPMで勧告された、CTの診断参考値 diagnostic reference valuesと比較すると、頭部ファントムの中心と腹部ファントムの周辺では、2-4%以内でよく一致した。このことは、ビームの重なりやギャップの線積分線量値に及ぼす影響が小さいことを意味する。しかし、頭部ファントムの周辺と腹部ファントムの中心では、スキャン方式やスライス厚に依存せず、OSL CT線量計によるCTDIは電離箱の値に対して-10%~16%の増加が認められた。

考 察

OSL CT線量計では高い空間分解能で線量プロフィールが観察できた。OSL CT線量計では、ピッチファクターの違いによって生じるビームの重なりや間隙に起因する線量プロフィールを詳細に把握することができた。また、線量プロフィールから求めたCTDIは電離箱測定による値とよい一致を示した。

OSL CT線量計の再現性は数10 mGyから数Gyの範囲ではSDで±3%以内と優れていた。しかし、本実験条件では頭部ファントムの周辺と腹部ファントムの中心で電離箱による値に対して-10%~16%の差が認められたことから、CT装置のコンソールに表示されるIEC

規格による荷重CTDI (CTDI_w) やCTDI₀₁を参照するときには注意が必要である。OSL CT線量計は、CT装置のQA/QCを目的に、基準の線量値からの変動を不変性試験として定期的にモニターするには有用で、十分な精度を有しているものと思われる。

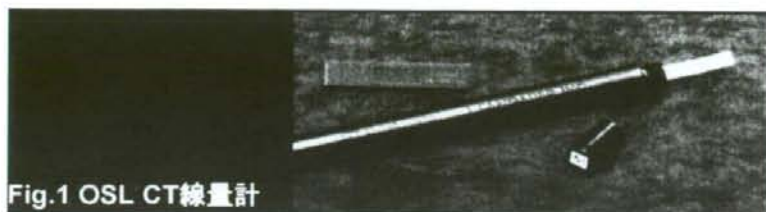


Fig.1 OSL CT線量計

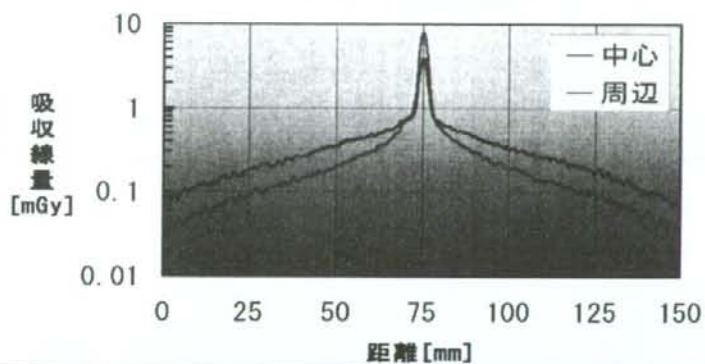


Fig.2 頭部ファントム中の線量プロフィール 0.625 mm x 2

CTDI_{100,c} = 37.66 mGy

CTDI_{100,p} = 35.90 mGy

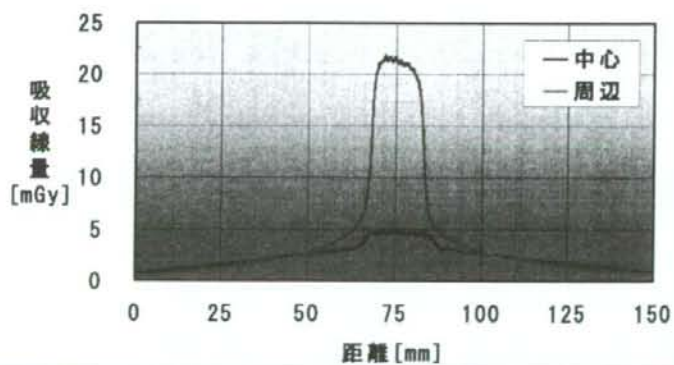


Fig.3 腹部ファントム中の線量プロフィール 5mm x 4 (2回スキャン)

CTDI_{100,c} = 14.38 mGy

CTDI_{100,p} = 28.04 mGy

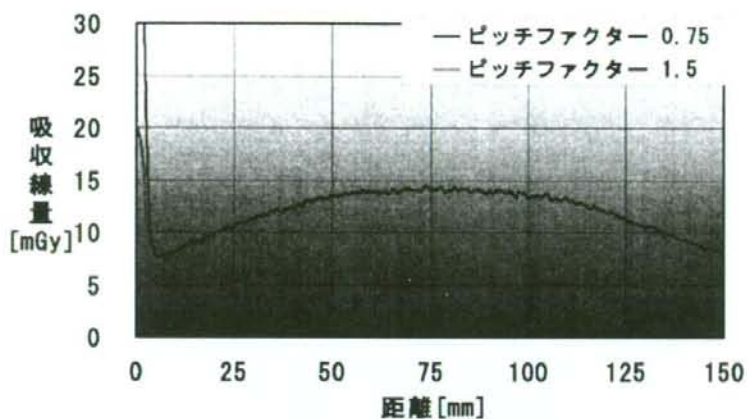


Fig. 4 腹部ファントム中心の線量プロフィール 5mm×4

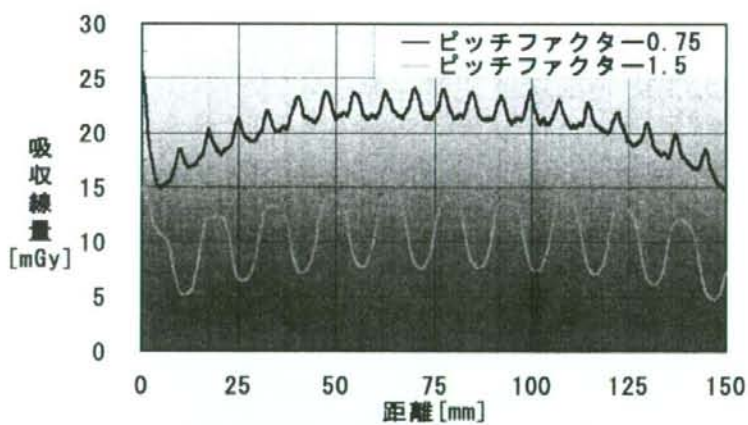


Fig. 5 腹部ファントム周辺の線量プロフィール 5mm×4

3.2. 歯科用コーンビーム CT における線量プロフィール [29, 30]

目的

最近、コンピュータ断層撮影 (CT) の線量プロフィールを簡便に測定できる CT 線量計が Landauer 社により開発された [6]。これには炭素添加酸化アルミニウムを用いた光刺激ルミネッセンス (optically stimulated luminescence, OSL) 技術が利用されている。本研究では、この CT 線量計を用いて歯科用コーンビーム CT の線量プロフィールを測定した。これを CT 用ペンシル型電離箱で測定した CT 線量指数 (CTDI) と比較して、得られた線量プロフィールの正確さを検討し、この CT 線量計の有用性を評価した。

方法

歯科用コーンビーム CT 装置にはモリタ製作所製 3DX FPD と日立メディコ製 CB MercuRay を使用した。管電圧は 3DX FPD では 80 kV、CB MercuRay では 120 kV とし、管電流と照射時間の積はそれぞれ 5 mA×18 s および 10 mA×9.6 s とした。IEC 規格 (直径 16 cm の PMMA 円柱) の頭部標準ファントム中に CT 線量計を挿入して、360 度 1 回転スキャンによる回転軸 z に平行な体軸方向の線量プロフィールを測定した。得られた線量プロフィールから CTDI を算定した。この CT 線量計による CTDI の値を、有効長 100 mm の Radcal 社製 10×5-10.3CT ペンシル型 CT 電離箱および model 9015 線量計を用いて測定した CTDI の値と比較した。電離箱での測定値は日本品質保証機構による較正值を基に較正した。

結果と考察

OSL を利用した CT 線量計による線量プロフィールから求めた CTDI は電離箱測定による値とよい対応を示した。電離箱測定による CTDI は CT 装置と患者線量の管理に有効であるが、線量プロフィールを推定することは困難である。歯科用コーンビーム CT 装置では患者頭部の線量分布が医科用の CT 装置とは異なっており、このような場合に線量プロフィールを測定できる CT 線量計は特に有用と考えられた。また、較正されたペンシル型 CT 電離箱を所有しない施設でも簡便に CTDI の値が得られるので、CT 装置の品質管理にも役立つと思われた。

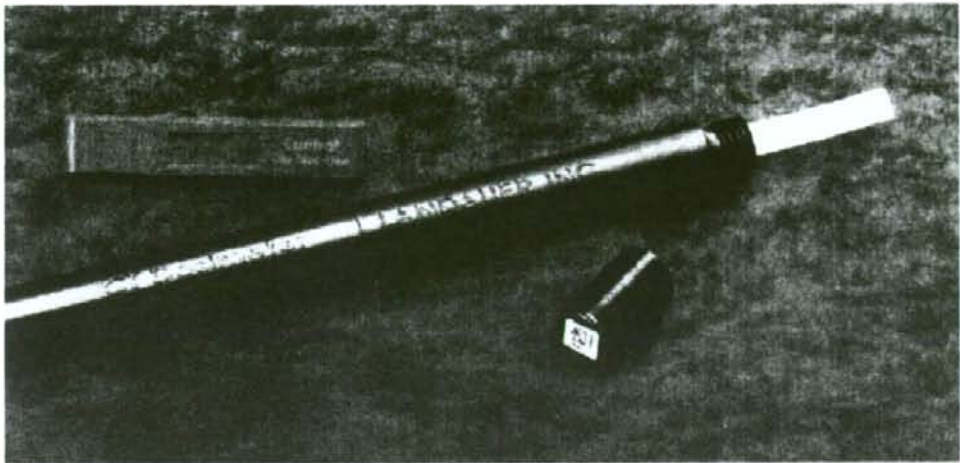


Photo 1 Optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter for computed tomography (Landauer, Inc.)

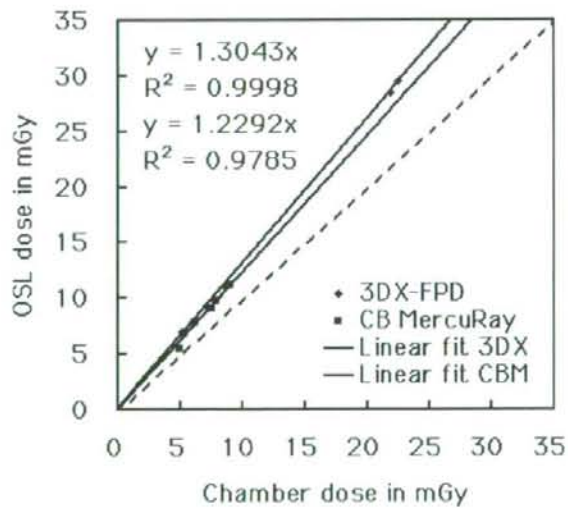
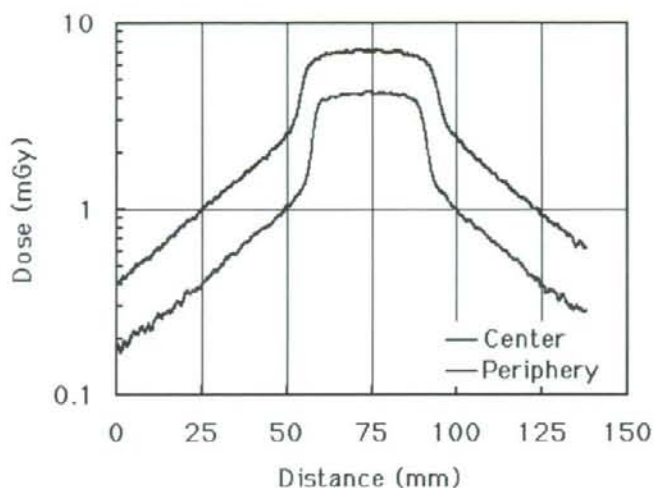
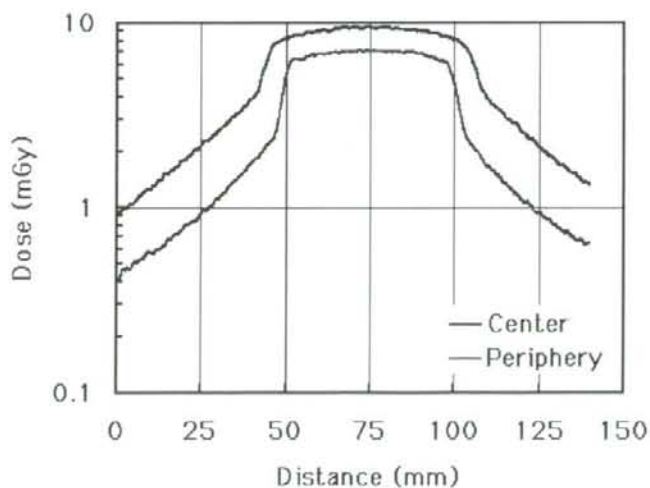


Fig. 1 Comparison of doses measured with the OSL and pencil ionization chamber in a head phantom for 3DX-FPD scanning with slice thickness of 60 mm and 40 mm at 80 kV and CB MercurRay scanning with slice thickness of 150 mm and 102 mm at 120 kV



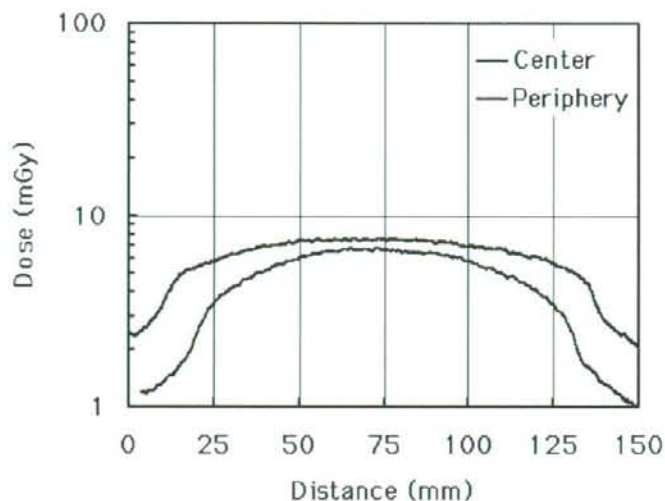
(001576CU, 001577CS)

Fig. 2 Dose profiles of 3DX-FPD scanning with a slice thickness of 40 mm at the center and periphery in a head phantom (80 kV, 5 mA, 18 s/rotation, a single rotation)



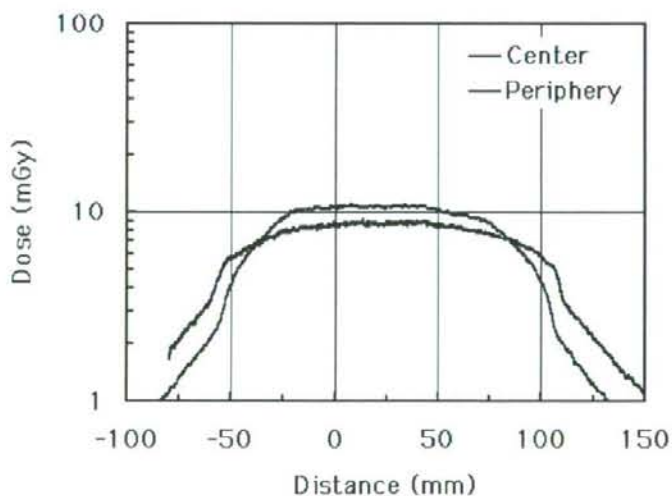
(001574CY, 001574CW)

Fig. 3 Dose profiles of 3DX-FPD scanning with a slice thickness of 60 mm at the center and periphery in a head phantom (80 kV, 5 mA, 18 s/rotation, a single rotation)



(001580C5, 001581C3)

Fig. 4 Dose profiles of CB Mercuray scanning with a slice thickness of 102 mm at the center and periphery in a head phantom (120 kV, 10 mA, 9.6 s/rotation, a single rotation)



(001582C1, 001583C2)

Fig. 5 Dose profiles of CB Mercuray scanning with a slice thickness of 150 mm at the center and periphery in a head phantom (120 kV, 10 mA, 9.6 s/rotation, a single rotation)

4. 2007年ICRP新勧告による実効線量の変化[31, 32]

目的

歯科X線撮影による実効線量についての最近の報告は、すべてICRP90年勧告[1]に基づいて計算されたものであるが、2007年にICRPより新しい勧告[12]が出され、新たな組織荷重係数が定義された。このため、実効線量の計算結果が従来のものとは異なることが予想される。そこで、口内法およびパノラマ撮影における患者の実効線量を90年勧告および2007年勧告に基づいて計算し比較した。

ICRP2007年勧告における組織荷重係数の概略

1990年勧告では12の組織・臓器の組織荷重係数が設定されたが、2007年勧告では新たに脳0.01と唾液腺0.01が追加されたために14に増えた。ここで乳房の組織荷重係数は0.05から0.12に引き上げられ、一方生殖腺は0.2から0.08、膀胱、肝、食道および甲状腺は0.05から0.04に引き下げられた。また、'残りの組織'は1990年勧告の10から13に増え、その組織荷重係数は0.05から0.12に引き上げられた。さらに、'残りの組織'に対する等価線量の計算方法も変更され、13の組織の平均線量とすることが明示された。歯科において重要な組織荷重係数に関する変更は、脳と唾液腺が新たに追加されたこと、甲状腺が0.05から0.04に引き下げられたこと、および'残りの組織'に口腔粘膜と胸郭を除く気道が追加されたことである。

方法

Gibbsら[33-35]は、典型的な欧米人女性の数学ファントムを用いて、モンテカルロ計算によって口内法およびパノラマ撮影における31種類の組織吸収線量を報告している。口内法の撮影条件は、管電圧70、80および90kV、照射野7cmφおよび矩形3.10×4.09と2.38×3.97cm²、焦点-皮膚間距離20および40cmである。パノラマ撮影において組織線量の評価対象とした装置はPanoral(80kV, 67.5mAs)、OP5(80kV, 225mAs)およびOralix Pan DC(73kV, 96mAs)であり、スクリーン/フィルム系はLanex Regular/T-mat Gである。

結果

管電圧70、80および90kV、照射野7cmφ、焦点-皮膚間距離20cm、感度Eフィルム使用における口内法撮影時の実効線量は根尖部投影と隣接面投影およびすべての撮影部位において管電圧が低いほど高く、根尖部投影は隣接面投影より高い線量を示した。両投影における2007年勧告による実効線量は90年勧告より高く、その比は管電圧に依存せず、根尖部投影では撮影部位の違いによって1-1.3、隣接面投影では1.2-1.6の範囲であった。パノラマ撮影における90年勧告に対する2007年勧告の比は1.3-1.5

の範囲であった。

考 察

2007 年勧告が歯科における実効線量計算に影響を及ぼした最も大きな要因は、唾液腺が組織荷重係数に導入されたことであり、実効線量は 90 年勧告のものより増加した。しかし、新たな組織の導入による実効線量の増加は、甲状腺および実質的な脳の組織荷重係数が 90 年勧告より低く変更されたことによる減少で相殺されるため、従来の実効線量の値から 2007 年勧告による値を推定することは困難と考えられる。また、今回の 2007 年勧告による実効線量計算では残りの組織の口腔粘膜と胸郭外側を含めなかったことを考慮すると、2007 年勧告による実効線量は更に増加するものと思われた。

5. 歯科 X 線検査における品質基準

コンピュータ断層撮影 (CT) 検査の頻度は世界的に増加しており、医療被曝における集団線量への寄与は最大である [10]。CT の適用分野は技術的發展とともに拡大し続けており、今後しばらくその傾向に変わりはないものと思われる。歯科における CT 検査も同様であり、医療全体の集団線量の増加の一因となっている。X線検査の全件数に対する CT の割合は必ずしも高くはないが、CT 検査は従来の X線検査よりも高い実効線量を患者に与えることが問題である。歯科における CT 検査も口内法やパノラマ X線検査の線量レベルの 100-1000 倍であると報告されていることから [5]、検査の割合が 1/1000-1/100 であっても集団線量への寄与は同等となる。CT 検査における線量は、撮影の技術的パラメータによって大きく変わるため、線量は同一の診断目的であっても装置および施設間で数十倍異なることから、線量低減の余地が十分にある [36, 37]。今後も CT が有用な診断ツールとして受け入れられるためには定期的な検査の最適化を継続する必要である。

European Commission は、既に一般の X線検査における品質基準 quality criteria を開発し、その有効性を確認しており [38]、さらに CT 検査の最適化の推進を目的として CT 検査に関する品質基準を開発し (Report EUR 16262) [9]、それをういた最適化が実践されている。しかし、この報告には歯科は含まれておらず、歯科における品質基準の確立も医科と同様に CT 検査の最適化のために必要である。品質基準の開発は、(1) 画像診断基準 image quality criteria、(2) 患者線量基準 criteria for radiation dose to the patient、および (3) 適切な撮影条件例 example of good imaging technique を確立することによって達成される。ここで、患者線量基準とは DRL のことである [2, 3]。

画質は画像処理条件などの線量以外の影響を受けることから、DRL を単純に患者線量

分布から決めることはできない。設定された DRL のもとで撮影された画像が適切であるかどうかの判断が必要である。例えば、画像診断する際に CT などのデジタル画像の画質が良すぎる場合は線量の過剰を、画質が受け入れがたい場合は線量の過不足や画像処理などの一連の検査過程における欠陥を疑い、確認し改善すべきである。このためには、DRL と併せて、検査ごとの画像をチェックする画像品質基準が必要となる。

European Commission による品質基準の概略は次の通りである。画像診断基準は、視認 (visualization; The organs and structures are detectable in the volume of investigation.) および臨床的再現 (critical reproduction; The structures particular to the specific indication are discriminated to a level essential for diagnosis) の 2 項目からなり、臨床的再現はさらに再現 (reproduction; Details of anatomical structures are visible but not necessarily clearly defined.) および鮮鋭に再現 (visually sharp reproduction; Anatomical details are clearly defined.) の 2 項目に分類される。表 5-1 に CT 検査の画像品質基準の一例として European Commission (Report EUR 16262 [9]) による顔面と洞の画像品質基準を示す。患者線量基準としては CT 検査項目ごとの標準的な患者に対する荷重 CTDI ($CTDI_w$) と DLP による診断参考線量値 (diagnostic reference dose values; DRL と同様) を用いている。歯科の参考になるとと思われる顔面と洞 face and sinuses および脳に対する線量基準は、 $CTDI_w$ と DLP でそれぞれ 35 mGy と 360 mGy cm、および 60 mGy と 1050 mGy cm である。適切な撮影条件例の一例として Report EUR 16262 [9] に示されている顔面と洞の CT 検査を表 5-2 に示す。

表 5-1 顔面と洞の CT 検査における画像品質基準 (Report EUR 1626 [9])

1. 画像に写っている領域 visualization
1) 口蓋 palate から前頭洞 frontal sinus 上部までの顔面すべてが写っている。
2) 静脈内造影後の脈管 vessels after intervenous contrast media が写っている。
2. 臨床的に描出されている項目 critical reproduction
1) 皮質骨と海綿骨構造 cortical and trabecular bone structures が明確に描出されている。
2) 前頭洞 frontal sinuses が明確に描出されている。
3) 蝶形骨洞 sphenoid sinuses が明確に描出されている。
4) 眼窩 orbitae が明確に描出されている。
5) 眼球、視神経および眼窩筋 globe, optic nerve and orbital muscles が描出されている。
6) 篩骨 esmoid が明確に描出されている。
7) 上顎と上顎洞 maxilla and sinuses が明確に描出されている。
8) 鼻腔 nasal cavity が明確に描出されている。
9) 上咽頭 rhinopharynx が明確に描出されている。

表 5-2 顔面と洞の CT 検査における適切な撮影条件例 (Report EUR 16262 [9])

患者位置	横断面では仰臥位、冠状断では仰臥位または腹臥位
調査体積	口蓋-前頭洞上部
一般またはヘリカル CT の公称スライス厚	3-5 mm、ヘリカル CT では顔面の大きさが望ましい。
スライス間隔/ピッチ	隣接またはピッチ=1。洞のスクリーニングは 1-2 mm またはピッチ 1.2-1.5 までが望ましい。
FOV	頭の大きさ (約 24 cm)
ガントリーチルト	顔面の横断面では 0-10°、冠状断では患者位置による。
管電圧 (kV)	標準
管電流・照射時間積 (mAs)	必要な画像が得られる限り低くする。
再構成アルゴリズム	高分解能または標準
ウィンドウ幅	1500-3000 HU (骨)、140-1000 HU (軟組織)
ウィンドウ値	200-400 HU (骨)、30-100 HU (軟組織)
防護用遮蔽	記述なし

6. インプラント術前 CT 検査における画像品質基準

6.1. 特徴と問題点

一般歯科医院の X 線検査では口内法とパノラマ X 線撮影が大部分を占めているが、歯科大学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 検査による顎骨検査であり、その検査件数も増加傾向にある。そこで、歯科における CT 検査の最適化のための品質基準を確立することは重要であり、先ず歯科における CT 検査のうちインプラント術前 CT 検査における画像品質基準の確立作業の途中経過について報告する。

歯科では AAOMR (American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology) [39] がインプラントに関する総合的画像検査における基準を示しているが、個々の検査における具体的な基準は示されていない。AAOMR が報告しているインプラントに必要な解剖学的・骨形態学的な画像情報を表 6-1 に示す。これらの情報は、CT における画像品質基準を確立するための参考となる。また、AAOMR はインプラントに必要な CT 検査の対象を、インプラント部位が 8 箇所以上、骨またはヒドロキシアパタイトの移植 graft、あるいは重大な損傷 significant trauma がある場合に限定している。

Jurik ら [40, 41] は、腹膜後腔 retroperitoneal space1、縦隔 mediastinum および脳に関する CT 画像を Report EUR 16262 [9] の画像品質基準を用いてパフォーマンステストを行い、その有用性を具体的に評価している。患者数は 68、調査期間は 4 週間、観察者は放射線科医 1 名であり、フィルムによる観察を行っている。同様に Carzado ら [42] は、脳の CT 画像を Report EUR 16262 の画像品質基準を用いて CT 検査の適正さを評価している。患者は 102 人の成人、調査期間は 1 ヶ月、観察者は放射線科医 2 名であり、フィルムによる観察を行っている。これらの報告では、“yes” または “no” の二者択一方式による画像評価、荷重加算または単純加算等のスコアの加算方式、同一患者の造影前後の取扱い方、さらに画像観察環境の影響などの問題が指摘されている。

表 6-1 インプラント術前検査に必要な解剖学的・構造的情報 (AAOMR [39])

1. 疾患の有無
2. 解剖学的 (避けるべき位置)
 - 上顎洞 maxillary sinus
 - 鼻口蓋管 nasopalatine canal
 - 下歯槽管 inferior alveolar canal
 - オトガイ管 mental canal
 - オトガイ孔 mental foramen
3. 骨形態学的
 - ナイフエッジ状 knife edge ridge
 - 顎下腺窩 submandibular fossa の位置と深さ
 - 発育状況 developmental variations
 - 抜歯後の不規則 postextraction irregularities
 - 拡大した骨髓腔 enlarged marrow space
 - 皮質の完全性と厚さ cortical integrity and thickness
 - 海綿骨密度 trabecular bone density
4. 骨量と歯槽骨の方位測定 orientation

6.2. 画像品質基準の確立

はじめに

European Commission (Report EUR 16262) [9]は、CT検査の最適化を目的としてCT検査ごとの品質基準を開発し、その有効性が期待されているが、歯科については取り扱われていない。品質基準は、①画像診断基準 image quality criteria、②患者線量基準 criteria for radiation dose to the patient、および③適切な撮影条件例 example of good imaging technique によって構成される。歯科におけるCT検査の品質基準の確立を最終目標とし、今回はまず、歯科特有で検査頻度の高い歯科インプラント術前CT検査における画像診断基準について検討した。

方法

インプラント術前検査CT検査における画像品質基準を確定する目的でアンケート調査を4名の放射線専門歯科医師に対して行った。アンケート調査結果を基に初期の画像品質基準からなる画像評価用の質問表を作成し、この質問表を用いた2名の放射線専門歯科医師によるCT画像評価結果から患者と画像評価基準について検討した。調査を行った患者数は2007年11月13日から同年12月20日までに日本歯科大学病院でCT検査

を受けた10名(女性7名、男性3名)である。

使用したCT装置はAsteion (Toshiba社、Model TSX-021A)であり、撮影条件は120 kV、管電流150 mA、1スキャン0.75 sec、スライス厚1 mm、およびピッチ1、この条件でのCTDI_wは46.0 mGyである。

画像の観察はフィルムで行い、各条件はそれぞれ再構成アルゴリズムFC30(骨条件)、FOV10 cmφ、ウィンドウ値500あるいは400、およびウィンドウ幅3000である。また、本病院では走査領域を原則として男女ともに片顎では40 mm、上下顎同時では80 mmとしており、今回は、スキャン開始位置はすべての患者で咬合平面であり、走査領域は片顎および上下顎でそれぞれ35-37および69と70 mmであった。

結 果

患者に関するデータをTable 1に示す。患者の平均年齢は52.9±14.2歳(範囲23-74歳)であった。撮影を行った歯科医師または診療放射線技師の主観による患者の体重と身長による分類は、それぞれ体重は軽い3名、標準6名および重い3名、身長は低い1名、標準8名および高い1名であった。撮影部位は上顎3名、下顎5名、および上下顎同時2名であった。今回は上下顎同時撮影の2名の患者の画像評価は上顎と下顎に分けて評価したため、データ数は上顎5および下顎7となった。

Table 2と3にそれぞれインプラント術前CT検査における上顎および下顎に関する画像評価の結果を示す。ここで、スコア1と0は資料3の質問表における画像品質基準に対する評価“yes”および“no”に対応する。また、“-”は本来存在しない組織であって、存在するが画像に描出されなかった組織と区別し、集計対象から除外した。

上顎では患者5名のうち4名に抜歯窩postextraction、および2名に上顎洞隔壁 bony septum of the maxillary sinus、下顎では患者7名のうち1名に抜歯窩が存在しなかった。

上顎では患者Gのスコアが47.1%と最も低く、“visualization”の画像品質基準における上顎洞骨梁の構造 details of the bone trabecula および “visually sharp reproduction”の12項目のうち8項目が満たされていなかったが、他の患者では87.5-94.1%と高いスコアを示した。“visualization”の品質基準では、上顎洞骨梁の構造の80.0%を除き、すべての5つの基準で100%であり、“visually sharp reproduction”では、切歯管 incisive canal、上顎骨形態 contours of maxillary bone、および上顎皮質骨の厚さ thickness of the cortical boneが100%を示した。

下顎では患者のスコアは63.6-90.9%の範囲であった。“visualization”の画像品質基準では舌下腺窩 sublingual fossa と切歯枝 incisive branch of the mandibular canalが42.9%で最も低く、次いで下顎飼下縁 inferior border of the mandibularが57.1%、顎下腺窩 submandibular fossaが85.7%、および舌側孔 lingual foramenが100%であった。品質基準の“visually sharp reproduction”では、下顎管 mandibular

canal の 85.7 % と抜歯窩の 83.3 % を除くオトガイ孔 mental foramen、下顎骨形態 contours of the mandibular bone、下顎骨梁構造 details of the trabecular bone、および下顎皮質骨の厚さ thickness of the cortical bone の基準はすべて 100 % であった。

まとめ

スコア 100 % および低い値を示した画像品質基準は基準として適切であるかどうかをさらに多くの患者数に対して再評価する必要がある。

Table 1 Patient data in computed tomography for dental implantation

	Patient									
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J
Age	54	44	23	74	63	50	61	42	62	56
Sex ^{*1}	M	F	M	F	M	F	F	F	F	F
Weight ^{*2}	S	S	L	S	H	L	S	S	S	L
Height ^{*3}	S	H	S	S	S	L	S	S	S	S

^{*1}sex: F - female, M - male

^{*2}weight: L - light, S - standard, H - heavy

^{*3}height: L - low, S - standard, H - high

Table 2 Image criteria score of upper jaw in computed tomography for dental implantation (percent "yes" scores)

Image criteria (Upper jaw)	Score					Total	%
	Patient						
	A	C	F	G	I		
1. Visualization of ^{*4}							
1) zygomatic process	1 ^{*1}	1	1	1	1	5	100.0
2) grater palatine canal	1	1	1	1	1	5	100.0
3) maxillary tuberosity	1	1	1	1	1	5	100.0
4) pterygoid process of the sphenoid bone	1	1	1	1	1	5	100.0
5) pterygopalatine fossa	1	1	1	1	1	5	100.0
6) details of the bone trabecula	1	1	1	0 ^{*2}	1	4	80.0
2. Visually sharp reproduction of ^{*5}							
1) floors of the maxillary sinus	1	1	1	0	1	4	80.0
2) anterior wall of the maxillary sinus	1	1	1	0	1	4	80.0
3) posterior wall of the maxillary sinus	1	1	1	0	1	4	80.0
4) lateral wall in the maxillary sinus	1	1	1	0	1	4	80.0
5) bony septum of the maxillary sinus	— ^{*3}	1	—	0	1	2	66.7
6) floors of the nasal cavity	0	1	1	0	1	3	60.0
7) incisive canal	1	1	1	1	1	5	100.0
8) canine fossa	1	1	1	0	1	4	80.0
9) temporal process of the zygomatic bone	0	0	0	0	0	0	0.0
10) contours of maxillary bone	1	1	1	1	1	5	100.0
11) thickness of the cortical bone	1	1	1	1	1	5	100.0
12) postextraction	—	—	—	—	0	0	0.0
	No.	14	16	15	8	16	
Score	%	87.5	94.1	93.7	47.1	88.9	

*1: 1 - "yes"

*2: 0 - "no"

*3: "—" - absence in the image

*4: Visualization of - The organs and structures are detectable in the volume of investigation.

*5: visually sharp reproduction of - anatomical details are clearly defined.

Table 3 Image criteria score of lower jaw in computed tomography for dental implantation (percent "yes" scores)

Image criteria (Lower jaw)	Score								Total	%
	Patient									
	A	B	D	E	F	H	J			
1. Visualization of ^{*4}										
1) inferior border of the mandibular	1 ^{*1}	1	1	0	0	0	1	4	57.1	
2) submandibular fossa	1	0 ^{*2}	1	1	1	1	1	6	85.7	
3) sublingual fossa	1	0	0	1	0	0	1	3	42.9	
4) incisive branch of the mandibular canal	0	0	0	1	1	1	0	3	42.9	
5) lingual foramen	1	1	1	1	1	1	1	7	100.0	
2. Visually sharp reproduction of ^{*5}										
1) mental foramen	1	1	1	1	1	1	1	7	100.0	
2) mandibular canal	1	1	0	1	1	1	1	6	85.7	
3) contours of the mandibular bone	1	1	1	1	1	1	1	7	100.0	
4) details of the trabecular bone	1	1	1	1	1	1	1	7	100.0	
5) thickness of the cortical bone	1	1	1	1	1	1	1	7	100.0	
6) postextraction	1	0	1	1	1	— ^{*3}	1	5	83.3	
	No.	10	7	8	10	9	8	10		
Score	%	90.9	63.6	72.7	90.9	81.8	80.0	90.9		

*1: 1 - "yes"

*2: 0 - "no"

*3: "—" - absence in the image

*4: Visualization of - The organs and structures are detectable in the volume of investigation.

*5: visually sharp reproduction of - anatomical details are clearly defined.

7. まとめと今後の課題

国際放射線防護委員会 (ICRP) の勧告にしたがって患者防護の最適化を推進するためには、国際的、地域的、あるいは国または各施設で X 線検査の診断参考レベル (DRL) を設定し、それを検査の品質保証プログラムの一部とする必要がある。DRL の値は各 X 線検査に対する広範な患者線量調査における線量分布の第 3 四分位数に基づいて決定される。

英国では口内法とパノラマ X 線検査における DRL を PED で 4 mGy および DWP で 65 mGy mm を勧告し、その結果、最適化の実績を挙げている。歯科大学病院および東京地区における DRL の実態調査を行い英国の DRL と比較検討したところ、日本の地域または施設における DRL として英国の DRL を参考にできると考えられた。また、歯科特有で検査頻度の高いインプラント術前 CT 検査についても 2 歯科大学病院におけるローカル DRL 調査を行ったところ、片顎と両顎で DLP 180 と 360 mGy cm となり、2 歯科大学病院におけるローカル DRL の初期値として採用できるものと考えた。なお、DLP 360 mGy cm は ICRP が勧告している顔面・洞撮影における CT の DRL と同じである。また、2 歯科大学病院で行われている現在の撮影条件での診断に問題がないことおよび調査結果から適切な撮影条件としては、管電圧 120-140 kV、1 回転当たりの mAs 値は 110 mAs 以下およびピッチファクター 1 以上と考えた。

最近、CT の線量プロフィールを簡便に測定できる炭素添加酸化アルミニウムを用いた光刺激ルミネッセンス (optically stimulated luminescence, OSL) 線量計が開発された。この CT 線量計を用いて CT および歯科用コーンビーム CT の線量プロフィールを測定し、CT 用ペンシル型電離箱で測定した CTDI と比較したところ、得られた線量プロフィールの正確さと CT 線量計の QA/QC に対する有用性を確認した。さらに線量計の郵送法による CT の患者線量の管理が可能であると考えられた。

2007 年に ICRP より新勧告が出され、新たな組織荷重係数が定義されたため、実効線量の計算結果が従来のものとは異なることが予想される。そこで、口内法およびパノラマ撮影における患者の実効線量を 1990 年勧告および 2007 年勧告に基づいて計算し比較した。その結果、2007 年勧告が歯科における実効線量計算に影響を及ぼした最も大きな要因は、唾液腺が組織荷重係数に導入されたことであり、実効線量は 90 年勧告のものより最大で約 60% 増加した。また、今回の 2007 年勧告による実効線量計算では「残りの組織」の口腔粘膜と気道を含めなかったが、口腔粘膜と気道が唾液腺の線量と等しいと仮定すると、2007 年勧告による実効線量は最大で約 150% の増加が予想される。線量測定または計算における口腔粘膜と気道の大きさ、形状、位置の取扱い方法の検討、

および最適化の推進のための実用的なツールとして重要である 1990 年勧告に基づく実効線量変換係数を 2007 年勧告に対応したものに再評価することなどは今後の重要な課題の 1 つである。

歯科におけるインプラント術前 CT 検査における DRL、最適撮影条件、および画像品質基準の調査結果を報告したが、患者サンプル数が少ないことから画像品質基準については未だ検討中である。口内法およびパノラマ X 線検査における最適な参照画像は既に長い経験期によって得ることが容易であるが、歯科における CT および歯科用コーンビーム CT における画像品質基準の確立は未だ成されておらず、今後の課題である。特に歯科用コーンビーム CT は顎骨検査に限定して用いられ、CT に比べ省スペース、安価であることから歯科大学や総合病院にとどまらず一般歯科医院へも普及し始めている。したがって、今後の歯科用コーンビーム CT の検査件数は増加することが予想されることから、歯科用コーンビーム CT の品質基準の確立も急務となるであろう。

8. 参考文献

- 1) ICRP. ICRP Publication 60. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP 21 (1-3). 1991.
- 2) ICRP Publication 73. Radiological protection and safety in medicine. Annals of the ICRP 26. 1996.
- 3) ICRP Supporting Guidance 2. Diagnostic reference levels in medical imaging: Review and additional advice. Annals of the ICRP 31. 2001.
- 4) CEU97. Council of the European Union. Council directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 on health protection against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing directive 84/466/Euratom. Document 397L0043. Official Journal NO. L 180. 09/07/1997 p. 0022-0027.
- 5) 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).
- 6) Landauer. Optically Stimulated Luminescence Dosimetry for Computed Tomography - Measurement of CTDI and Dose Profiles. 2006.
- 7) Williams JR, Montgomery A. Measurement of dose in panoramic dental radiology. Br J Radiol 2000; 73: 1002-1006.
- 8) Sato K, Sakaino R, Yosue T, Harata Y. A conversion coefficient from dose-area products to effective doses for patients in intraoral radiography. Oral Radiology 2002; 18: 15-24.