

面の空気カーマと患者体内の吸収線量の関係を得るために、簡易な人体モデルを作りモンテカルロ法により人体内吸収線量分布を推計した。計算の条件は、以下の通りとした。X線のエネルギー分布は管電圧 120kV、フィルタをアルミ 1mm、銅 0.2mm とし、

IPEM Report 78 Catalogue of Diagnostuic X-ray Spectora & Other Data により 0.5keV 刻みで計算した。

また、GEOMETRY 条件は、図 1 に示すように、焦点-ガントリ回転中心間の距離を 533mm (SIEMENS 社に確認した)、拡がり角度約 1° より線源は、半径 628mm、長さ 0.8mm (焦点サイズ) の円筒状とした。円筒の中心軸方向がベッド長手方向となり、円筒側面 (リング状) より X 線を発生させた。X 線発生部両横には、コリメータ (importance ゼロ領域、この領域に入った光子はデイスクリアウトし追わないことにした) を設け余分な粒子の拡がりをカットした。

水ファントムは、試験条件同様 300×300×200mm とし、ファントム上面をガントリ回転中心に設定した。全体系は、一辺 2m の立方体の空気とした。

(線量計条件)

試験実施時の配置を再現し (図 1 参照)、サイズ 15×15×1m の空気セルにおける X 線 1 発生あたりの吸収線

量[Gy/source particle]を出力した。

また、線量計 (TLD-100) が人体同等とことから、線量計密度を水セル (密度 1g/cm³) として計算した。

さらに、患者体内に線量計算用のボクセルを埋込み、吸収線量を計算した。

また、ハンドル保持する左手には 0.5mm 鉛相当の手袋を装着されていることから、術者の手が患者表面から 5~15cm、ビーム中心から 7-17, 17-22cm の範囲に存在すると考えて、患者の X 線入射部位の皮膚吸収線量と比較した。

これらのモンテカルロ計算は、高エネルギー加速器研究機構から提供されている低エネルギー拡張版の EGS4 (Electron Gamma Shower Version 4), MCNPX 2.4.0 を用いて行った。また、患者の実効線量等の計算は、Institute of Medical Physics, Germany の WinDose2.1a を用いた。

(倫理面への配慮)

被ばく線量の測定は患者に趣旨を説明し同意を得て行った。また、解析にあたっては患者を特定できる情報を全て削除した。

C&D. 研究結果および考察

(1) X 線装置出力測定

① 透視時の出力測定

結果を図2に示す。管電圧を120kV、ビームのZ軸方向の厚みを回転中心で10mmと設定した場合に、実効稼働負荷1000mAs（管電流を50mAに設定した場合には20秒間の透視に相当する）あたり、X線入射部の皮膚の吸収線量は約300mGyであると推定された。

線量計をファントムのZ軸上に並べてビーム内の強度を測定した結果を図に示す。この時の照射条件は、管電圧120kVp、管電流50mAで、照射時間は、一回0.5secを10回繰り返したので5secとなる。また、TLD100の素子の厚みは、平均 0.892 ± 0.009 mmである。

これらの結果から、X線CT透視において局所の皮膚吸収線量が1Gyを超えるのは、実効稼働負荷として4000mAs以上であると推測された。X線CT透視では、10mA程度の管電流が使用されるため、皮膚吸収線量が1Gyを超えるのは、6分以上透視した場合と考えられる。また、管電流を30mAにした場合であっても2分以上透視をしないと1Gyを超えることはないと考えられた。実際には、患者は呼吸性の変動を伴うので、この時間はもっと長くなる可能性がある。ただし、ビームのZ軸方向の幅が大きく、同時に複数のスライスに対し照射をするような場合で、かつ、これらのビームが重なり合うことがあれば、

この時間は短くなりうる。

② 散乱線空間分布

結果を表1に示す。照射の条件は、管電圧120kVp、管電流50mAで、照射時間は、一回0.5secを10回繰り返したので5secである。

患者中心から距離70cmでは、1cm線量当量が最大で $100 \mu\text{Sv}$ であった。また、患者中心から距離140cmでは1cm線量当量が最大で $40 \mu\text{Sv}$ であった。この結果、1mの距離におけるこの照射条件での散乱係数は0.6%程度であると推定された。

一方、実効エネルギーが最大でも60keV程度であることから、0.25mmの鉛当量の防護衣を着用することで患者中心から距離70cmで作業する場合であっても、実効線量は $40 \mu\text{Sv}$ 程度まで低下させられると考えられた。また、防護衣の鉛当量を0.5mmにすると、実効線量を $10 \mu\text{Sv}$ 以下にできると考えられた。

③ ビーム形状

頭側と尾側にわけて、イメージングプレートを用いそれぞれ半影を計測し、コリメータの幅と焦点とコリメータの距離を推計した。

結果を表2, 3に示す。このデータより、焦点—コリメータ距離：約60mm、コリメータの幅：約1.8mmと推測された。ただし、半影の大きさを正確に計るのは難しく推定の不確かさは

大きい。また、半影の大きさは左右非対称であり、頭側と尾側は対称でないとも考えられた。さらに、半影は多段階になっており、ターゲット周囲の構造は単純ではないと思われた。

一方、線量推計にはビームデータが不可欠にあるにもかかわらず、治療と異なり、これらのデータが開示されていないのは、安全確保上、課題であると考えられた。ただし、フィルタの形状等は高度な企業秘密であり詳細な情報を開示するのは適切ではないとも思われる。このため、安全評価上最低限必要な情報のみをユーザーに伝えるようにするのが適切であると考えられた。

(2) TLD 素子を用いた患者の X 線入射面における 70 μ m 線量当量測定

表 4 に、X 線 CT 透視における患者被ばく線量（入射部位の皮膚吸収線量）を示す。また、図 5 に患者皮膚吸収線量と X 線 CT 透視の実効稼働負荷の関係を示す。被ばく線量が最も大きかったのは、CTDI が 273mGy であった症例で、患者皮膚吸収線量は 210mGy であった。側面における患者皮膚吸収線量の中央値は、37mGy であり、第三四分位点は 59mGy であった。また、後面における患者皮膚吸収線量の中央値は、35mGy であり、第三四分位点は 41mGy であり、いずれも確

定的影響の閾値を大きく下回った。

部位による線量の違いは、体が円柱状ではないことによる線源からの距離や呼吸性変動の程度によると考えられた。

一方、実効稼働負荷と線量が単純な比例関係にないのは、呼吸性の変動などにより素子そのものが不均等被ばくを受けたこと、X 線 CT 透視時に X 線 CT 撮像も実施された例がありこの被ばくも寄与していることが考えられた。

次に、X 線 CT 透視における患者被ばく線量（入射部位の皮膚吸収線量）と X 線 CT 装置に表示される CTDI の関係を図 6 に示す。このような体格の患者であれば、CTDI の値は、皮膚吸収線量の目安としても使えることが示唆された。

(3) TLD 素子を用いた術者の被ばく線量測定

結果を表 5 に示す。眼の水晶体の等価線量の中央値は 0.03mSv、第三四分位点は 0.05mSv、最大値は 0.07mSv であった。手指の等価線量の中央値は 0.01mSv、第三四分位点は 0.07mSv、最大値は 1.2mSv であった。実効線量の中央値は 0.03mSv、第三四分位点は 0.03mSv、最大値は 0.08mSv であった。

今回の調査では、X 線 CT 透視における平均実効線量は 0.03mSv であっ

た。平均的な手技を想定すると、年間 800 回程度担当しない限りは術者被ばくが線量限度を超える可能性は小さいと考えられた。また、最大の被ばくが毎回続くことを考えても、年間の施行回数が 170 回を下回れば X 線 CT 透視に従事することにより実効線量、眼の水晶体や手指の等価線量が年線量限度を超えないと考えられた。

(4) モンテカルロ法による患者および術者被ばく線量計算結果

① X 線 CT 透視における主要臓器の被ばく線量および実効線量の計算

図 9 に、X 線 CT 透視におけるスキャン位置と臓器等価線量の関係を示す。方法に示したように、この結果は、透視時間 100 秒、管電流が 25mA で設定している。従って、エックス線管の回転速度が 0.6 秒/1 回転であれば 170 回転させた場合の線量に該当する。なお、管電流や回転速度などが異なる場合には、実効稼働負荷に換算し、回転数の比を用いると任意の条件に変更できる。

スキャン位置を胸部から腹部に異動させると、実効線量はやや増加する傾向にあったもののほとんど変化はなく 2mSv 程度であった。

その一方、肺、甲状腺、乳房、肝臓の等価線量は、臓器の位置に応じて大きく変動した。なお、このスキ

ャン範囲でもっとも高い値を示したのは、乳房で、その値は 16mSv であった。

なお、これらは一断面のみの照射と仮定して計算した。複数のスライスで照射をした場合には、照射容積に応じて実効線量は増加しうる。

X 線 CT 透視前後の X 線 CT 撮像による被ばく線量計算結果を表 6～8 に示す。X 線 CT 撮像の対象範囲は、胸部、腹部および骨盤部とした。これらの領域の検査において管電圧 120kV、実効エネルギー 75keV、エックス線管の 1 回転あたりの実効稼働負荷を 150mAs、スライスの厚みを 8mm、検出器を 4 列、スキャン範囲の長さを 24cm、ピッチは 1 とし 7.5 回転で撮像した場合について計算した。なお、実際には、最初と最後の画像を再構成するために、さらに、スキャン開始時と終了時には、照射ビーム幅が延長したり、回転が追加されている。この機能は、装置依存性があると考えられるが、その寄与は無視した。これらの条件により計算した場合の患者の実効線量は 5.2～5.8mSv であった。表には各臓器の平均吸収線量も示した。

また、同様の手法を使い照射条件を変更した場合の患者の主要臓器の等価線量および実効線量の増減の程度を表 9 に示した。変更した条件は、

スライスの厚み、ピッチと1回転あたりの実効稼働負荷、管電圧、スキャン範囲である。スライスを薄くし、回転数を増やしても、ほとんど被ばく線量は変化しなかった。その一方、ピッチを小さくすると、それにつれて被ばく線量は増加した。また、管電圧を上げると被ばく線量は増加し、スキャン範囲を広げても被ばく線量は増加した。

②X線CT透視における患者体内および術者の吸収線量分布の計算

ビームの形状を変えた場合の、患者体内のビーム容積内の線量分布の変化を図10に示す。ここでは、焦点をZ軸上の長さが1mm高さ1mmの正方形で、そこからコリメータまでの距離を5cmとし、コリメータのX-Y平面上の大きさを1cm, 2cm, 5cmと変化させた。また、ペンシルビーム状でも計算した。なお、コリメータのZ軸方向の大きさは1.2mmとし、コリメータとの相互作用は無視した。

患者体内の被ばく線量分布は、ビームの絞りと関係があり、ビームの幅を広げるとより均一になる傾向にあった。45度程度の広がりでは、入射皮膚面の組織吸収線量に比べ、回転中心の組織吸収線量は半分程度になるものと考えられた。このためX線CT透視においても、入射表面領域の線量が制御の対象になりうると考

えられた。その反面、ペンシルビーム状にすると、回転中心の組織吸収線量が2倍以上になることが確認され、特殊な照射においてはビーム形状を考慮し患者の被ばく線量を推計する必要があるものと考えられた。

図11に、スキャン部位からの距離毎の線量を体表面からの深さ別に計算した結果を示す。入射表面領域の組織吸収線量に比べ、ビームスキャン位置から5cm離れた位置での組織吸収線量は半分以下となった。なお、ビームスキャン位置で回転中心付近の組織吸収線量が低下しているのは、この領域に脊椎を模した内臓よりも高密度の組織を配置したことが影響していると考えられた。

このような計算により、例えば入射表面の線量を測定すると、他の領域の線量が推定しうると考えられる。

次に、小児と成人での被ばく線量を比較検討した結果について述べる。図12は、計算に用いた数学ファントムの形状である。図13は、計算条件の一例を図示したものである。このような同一条件で照射された場合の小児と成人での被ばく線量を比較した計算結果を表10に示す。なお、線量評価点は図14に示した。同じ照射条件である場合、ビーム内の体の中心軸領域の組織吸収線量が小児では対成人比 2.23 ± 0.6 (推計の平均値 \pm

推計値の標準偏差) となった。これは、診断領域の X 線はエネルギーが低いためにその多くのエネルギーを入射表面付近で失うために、小児では、エネルギー付与密度が高くなったものと考えられる。この効果は、360 度方向から回転照射する X 線 CT では、特に、その効果が高いと考えられる。

表 11 に術者の被ばく線量をシミュレーションした結果を示す。ここでは、術者の手を水と考え厚さ 0.5mm の鉛で覆い、患者への入射表面線量の大きさと比較した。Z 軸方向のビームの広がりや安全側としたため過大評価となった可能性があるが、コリメータ等からの散乱は十分に考慮せず、結果として、これだけでは安全側評価になったかどうかは決定できない。いずれにしても、患者と接近した位置で作業を継続すると、職業被ばくとしては無視できない程度の高い線量を手指に被ばくしうるものと考えられ、その潜在被ばくのリスクは小さくないと考えられた。

(4) X 線 CT 透視における患者被ばく防護の必要性の検討

X 線 CT 透視における患者の被ばく線量は、入射部位の皮膚吸収線量、実効線量とも十分に小さく、何らかの臨床上の利益が考えられる場合には、問題なく行為が正当化される。また、その不利益は放射線リスクの

観点からは、十分に低く、その他の手技との比較においても、利益や不利益のバランスが大きく異なるのでなければ、X 線 CT 透視の選択に有利に働く。さらに、X 線 CT 透視は他の IVR 手技と比較しても、皮膚吸収線量、実効線量がともに低いことから、その臨床での有用性が高い場合には、それを採用することは不合理とは言えない。また、実測データからは患者の被曝線量が、IAEA の Basic Safety Standards, Safety Series No. 115 の Table III-IV に掲載されているガイダンスレベルを超える例はなく、長時間の X 線 CT 透視や繰り返す X 線 CT 撮像が余儀なくされる特異な例を除けば患者に functional effects が生じることは考えがたい。このため、これらの結果から、X 線 CT 透視の適切な使用の普及を図ることは有益である可能性がある。

その一方、患者被ばく線量は、照射の条件に大きく依存する。このために、特に、比較的長時間の X 線 CT による透視や、透視前後に繰り返して X 線 CT を撮像する場合には、照射の最適化を検討することが合理的である可能性がある。とりわけ X 線 CT 検査での被ばく (実効線量) の寄与は相対的に大きく、1 回の撮像で、200 秒程度の X 線 CT 透視に匹敵しうる。また、X 線 CT 検査での被ばく線量は、

照射の条件によっても大きく異なる。従って、X線 CT 検査を繰り返す場合には、得たい診療情報と X線 CT 検査とのバランスに気を配ることにわずかではあっても意義がありえろと考えられた。

X線 CT 透視における患者及び術者被ばくの防護については、Conference of Radiation Control Program Directors, Inc. (CRCPD) のガイドラインには、次のように記載されている。

What are the health and safety issues?

Scatter radiation with air kerma rates as high as 51.7 μ Gy/sec (5.9 mR/sec) was observed 10 cm from the scanning plane on one surveyed system. 1 Therefore, the physician's hands are subject to a potentially high cumulative occupational exposure.

The technique factors used are normally similar to what is used for a typical axial or helical procedure, except that the couch normally does not move. (There are instances when the couch is moved 1 or 2 centimeters by the physician to improve the image of the area being biopsied.) Numerous scans of the same anatomical slice are created so that

the physician may track the location of the needle during the biopsy. If the typical skin dose is taken to be 3 cGy for an abdomen scan obtained in one second, one minute of CT fluoroscopy at that level yields 60 x 3 or 180 cGy/min (180 R/min). Compare this to regular fluoroscopy where the maximum tabletop (skin) dose rate is only 10 cGy/min (10 R/min). The CT fluoroscopy rate is ALMOST TWENTY TIMES the maximum fluoroscopy exposure rate and 60 to 90 times more than a typical fluoroscopy exposure rate of 2 to 3 cGy/min (2 to 3 R/min). Add this to the exposure the patient receives during as many as five typical scans delivered during the preparation phase of the procedure, and it is easy to see how they may receive enough radiation exposure to cause erythema.

<http://www.crcpd.org/>

また、後述する ICRP Publ. 87 では、X線 CT 検査で患者の水晶体の吸収線量が 130mGy 程度になりうることも記載されている。今回の検討によっても、同一部位を撮像条件で数十回あるいは透視条件で数十分以上、X線を照射するのであれば、患者に functional effects が生じうると考

えられた。しかし、このような状況は通常の放射線診療では起こりがたい。

一方、ICRP Pub. 87 では、X 線 CT 透視について以下のような項目を設けている。

3. 4. X 線 CT 透視の線量

(62) 生検針と病変部がリアルタイムで観察可能である X 線透視下や超音波 (US) ガイド下とは異なり、従来の X 線 CT のガイド下では実際の操作時の画像化は不可能で、“盲目的”画像化操作のままである。従来の X 線 CT ガイド下の操作におけるこの制約は、連続撮の発達及び、0.2 秒以下の再構成時間で CT 画像を再構成し表示することを可能にした X 線 CT 透視により克服された。X 線 CT 透視によって、断層像を動画としてリアルタイムで見ることが可能になった。

(63) 従来の X 線 CT ガイド下生検を行う場合、スキャン中に術者は X 線の照射を受けない。しかし X 線 CT 透視ガイド下手技での一つの大きな問題は、インターベンションで使用する器具を手で操作するとき、直接 X 線ビームの中で種々の手技が行われるため、術者の手が高レベルの放射線に被ばくすることである。もし防護されていなければ、1 手技あたりの手への直接放射線被ばくは 120mGy

に達することがある。このため、1 人の術者が 1 年あたりに施術できる回数は 4 回に制限されることになりうる。(ICRP の勧告する、手指への線量限度は 500mSv であるとして; ICRP, 1991)。

(64) X 線 CT のビームは精密にコリメートすることができるので、わずかに手を動かしてコリメートされた一次ビームの外に置くことで、効果的な防護を達成することができる。これは、(注射筒) や針などを保持する器具 (ホルダ) を使用することにより達成可能となる。金属製のホルダによってできるストリークアーチファクト (線状アーチファクト) を避けるため、ホルダはアクリル製とすべきである。このようにして、手を一次線から 5cm くらい離すことが可能となり、それにより手の被ばくは散乱 X 線のみとなる。結果的に、被ばくは 98%以上減少する。ホルダの使用による成功率は 100%と報告されており、また操作時間の顕著な増加は見られなかった (Kato ら, 1996)。患者の吸収線量も第 2 章でも示したように大きい。吸収線量を制御するための最も効果的な方法は、透視時間を最小にすることであり、この点に注意を向けなければならない。

(65) X 線 CT における良い行為の達成可能な基準に関する勧告が、欧

洲委員会により品質規準の形式で作られた (CEC, 1999)。その考え方は、画質を左右する技術的パラメータを患者線量との関連で考察するという放射線防護上の発案に対して実行の枠組みを与えようとするものである。特定の臨床上の適応を顧慮せずに、個々の解剖学的領域について標準的な画質を得るのに必要と考えられる画質基準で、X線CTに対する診断と線量の要件が規定されている。

(66) 主観的な画像の規準には、解剖学的特徴の可視化又は正確な再構成に関連した解剖学的規準が含まれる。患者線量に関する規準は、標準体型の患者に対して使用される検査技術に関連する参考線量値で与えられる。品質基準は、線量に影響を及ぼす技術パラメータの例と共に、6つの幅広い解剖学的グループの中の26種の検査について作られた。X線CT検査の詳細な監査のためのこの枠組の有用性は、臨床試行の中で調べられ、証明された (Calzado ら, 2000; Jurik ら, 1998)。

その一方、X線CT検査の恩恵は大きく、例えば、近年、本邦における死因の第2位となった心疾患で中心的な治療法とされる経皮的冠動脈形成術後の経過観察などの血管造影に3次元X線CT検査が置き換わりつつあ

る。また、アブレーション術の時間短縮と被ばく線量の低減に、術前の3次元X線CT検査が貢献していると考えられる。このため、その検査の適用や撮像プロトコルの最適化では総合的観点から検討する必要がある、X線CT透視技術の普及のためには、患者や術者の安全確保のため学会でガイドラインが作成されることが望まれる。また、現行の医療法施行規則第30条第2項第1号においては、透視装置の防護基準のうち、患者への入射線量率は利用線錐の中心において50mGy/min以下になるように定められているが、これを透視時間が相対的に短いX線CT透視に適用させるのは必ずしも合理的とは言えず、X線CT透視技術の普及においては、規制の整備も課題であると考えられた。

次に一般のX線CT検査の安全確保の課題について検討する。

ICRP Pub. 87によると、X線CT検査では、組織吸収線量が10~100mGyであり発がんリスクの増加が起これることや検査件数が増加していることや技術の進歩が他の放射線診療手技と異なり被曝低減につながりにくい側面を持つことから慎重な対応が必要であり、小児患者ではとりわけ注意が必要としている。

また、被曝線量を軽減する方法として重要なものは管電流と照射容積

の低減であるとし、自動制御は被曝低減に最も有益である可能性がある」と指摘している。

さらに、製造会社に対しては、自動制御の導入、高被ばくを考慮した不要な被ばく回避措置、線量表示、低線量撮像モードを利用可能にすること、小児患者では別の撮像モードを選択するようにユーザーに注意を促すことを勧告している。

このうち、自動照射条件の導入については、既に、様々な機構が実用化されている。X線CT透視では、特に繰り返し同じ部位を照射するために、長時間のX線CT透視を余儀なくされることが想定されるのであれば、回転角度ごとに強度を変える機構を導入することを検討するのもよいと思われる。

一方、現在市販されているX線CT装置では、業界で定めた規格に従いビームの検出器利用率が80%を下回った場合には、ビーム利用率が表示されている。しかし、多列の検出器を持つ装置では、検出器の間に入射した光子は利用されていないために、ビームの利用率のみで不要被ばくの程度は示せていない。また、その表示があった場合のユーザーが取るべきアクションも定められておらず有益な情報提示となっていない。

なお、わが国のX線CT検査のあり

方に関連して、日本医学放射線学会より“診断用X線による発がんリスク”の論文に関するコメント“が出されており、各医療機関では、それに沿った対応が求められる。しかしながら、わが国でX線CT検査数（対人口あたり、あるいは、ある症状があって医療機関に受診した場合別など）が相対的に大きいことには、様々な要因があるものと推測され、どのように改善を図るべきであるかは必ずしも明らかではない。また、少なくとも放射線防護の観点からは、各X線CT検査が正当化しうると考えられX線CT検査数（対人口あたりなど）が相対的に大きいことにより国民が被むっている不利益の程度も明らかではない。このため、適切なコストによるEBMのためのデータ整備が求められると考えられた。

(5) X線CT検査での線量指標とその測定の標準化・較正

X線CT検査では、線量の指標として様々な工夫が施されたCT線量指標が用いられている。CT線量指標は、基本的には標準体格人の平均吸収線量を推計するものであると考えられる。しかし、X線CT検査における患者の実効線量は、患者の体格の影響を大きく受ける。また、極めて長時間のX線CT透視では、確率的影響だけでなく、確定的影響の制御も求め

られるため、実効線量だけでなく関心領域にある臓器吸収線量も制御対象になると考えられる。その一方、患者体内の線量分布は、ビーム形状やスキャンプロトコールによって異なる。このため、より適切にリスクを評価するためには、ある程度以上の放射線曝露については、これらも考慮した上で、目的に応じた線量を表示させることを検討することも考えられた。また、被ばく線量は検査で得られる情報量とも密接な関係を持つため、臨床判断分析などで放射線曝露量を変量として用いる場合には、その検査で得られる情報量で規格化することを検討すべきと思われた。

一方、CT 線量指標を測定により求めるには、特殊なファントムや線量計が必要であり、医療機関の日常の品質管理で、その量を測定することは容易ではない。また、装置の品質管理上は、必ずしも、CT 線量指標を求めることは必要ではないため、画質や被ばく線量の評価に有用と考えられる指標を計測し確認することが現実的であると思われた。ファントム表面の線量測定は、検出器とビームの関係が保たれば、比較的容易であり、Z 軸上ビームサイズも CR により容易に測定できた。これらのデータより CT 線量指標は計算可能であ

る。

(6) 術者被ばく

術者被ばくを防護するために、既に、様々なツールが開発されている (Kato ら、1996ⁱ ; Irie ら 2001ⁱⁱ)。それらを活用し、十分に放射線安全に配慮した場合には、X 線 CT 透視における従事者の被ばく線量は十分に低く、特段行政上の配慮は不要であると考えられた。しかし、術者の手指は、ICRP Pub. 87 に示された以上に潜在的に比較的高い線量を被ばくする可能性がある。このため、新しく X 線 CT 透視を導入する施設などにおいては、事前の放射線教育の実施が必要であると考えられた。

E. 結論

X 線 CT 透視検査における患者の皮膚吸収線量が 1Gy を超えうるのは、管電流を 10mA とすると、6 分以上透視した場合であった。また、管電流 25mA で 100 秒間透視した場合 (エックス線管回転速度が 0.6 秒/回であれば 170 回転に相当)、患者の実効線量は 2mSv に過ぎなかった。

このため、適正に実施された X 線 CT 透視検査により患者に大きな放射線リスクを与えうることは考えがたい。

また、術者の被ばくの第三四分位点は、眼の水晶体の等価線量で 80 μ Sv、手指の等価線量で 150 μ Sv、実

効線量で 60 μ Sv 程度に過ぎずほとんど放射線リスクを増加させることがないと考えられた。

ただし、X 線 CT 透視検査前後の X 線 CT 撮像ではより大きな線量を与えるため、その利益は大きいものの、特に繰り返して小児に実施する場合には、被ばくの最適化を検討する価値がありえる。

また、術者の手指では、潜在被ばくのリスクは無視できず、放射線防護に十分に配慮する必要がある。

謝辞

線量計測に協力頂いた患者の方々や医療施設の職員それに長瀬ランダウア社に感謝申し上げます。また、X 線 CT 装置についてご教示頂いた東芝メディカルシステムズ、GE、シーメンスの各社の担当者、大阪大学医学部附属病院放射線部山本修司博士および患者被ばく線量計算にご協力頂いた東芝電力放射線テクノサービス社技術第二部の唐澤秀明氏、佐々木智治氏に感謝申し上げます。

F. 健康危険情報 なし

G.. 研究発表

1. 論文発表 なし
2. 学会発表

H. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得 なし
2. 実用新案登録 なし
3. その他 特記事項 なし

ⁱ Kato R, Katada K, Anno H, Suzuki S, Ida Y, Koga S. Radiation dosimetry at CT fluoroscopy: physician's hand dose and development of needle holders.

ⁱⁱ Irie T, Kajitani M, Itai Y. CT fluoroscopy-guided intervention: marked reduction of scattered radiation dose to the physician's hand by use of a lead plate and an improved I-I device. J Vasc Interv Radiol. 2001 Dec;12(12):1417-21.

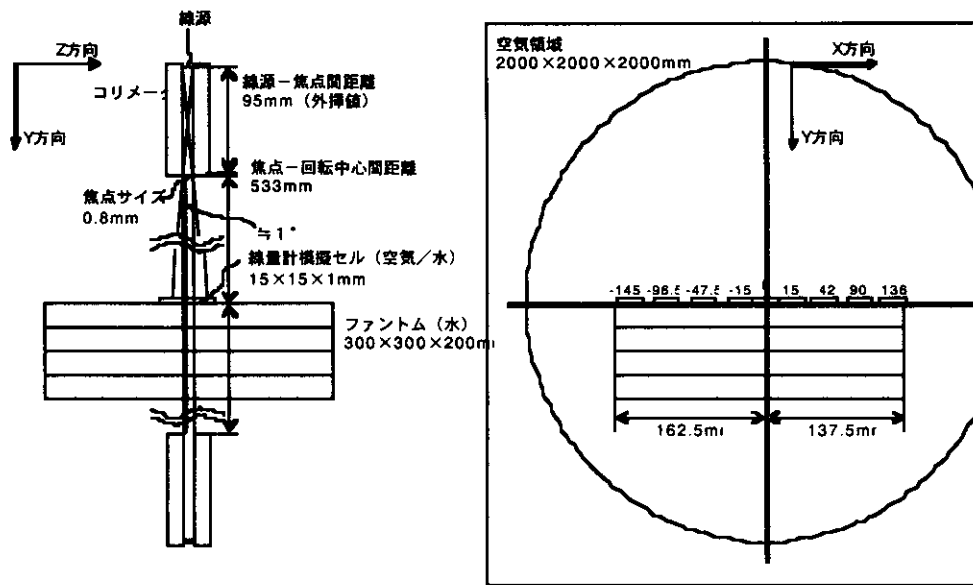


図 1. 計算体系の一例

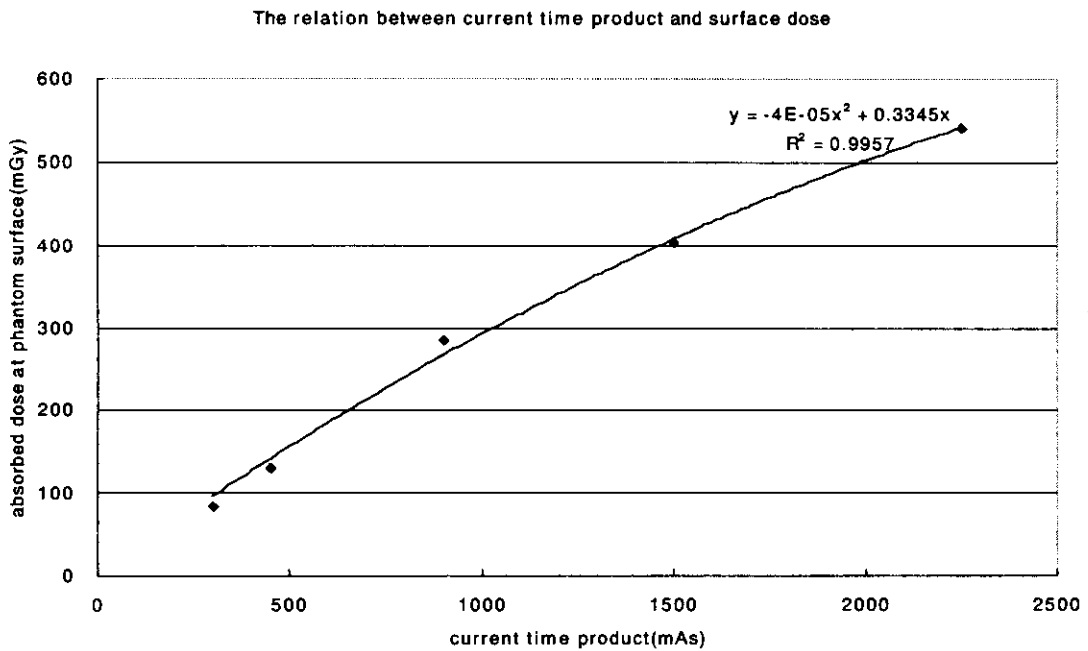


図 2. 入射面の皮膚吸収線量と実効稼働負荷の関係

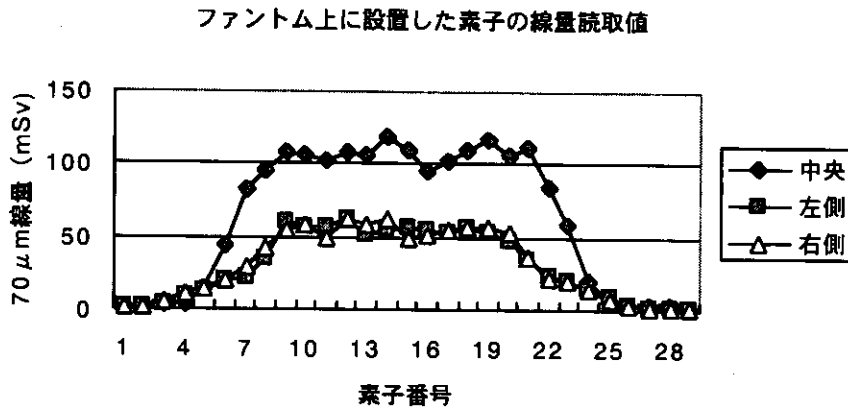


図3. ファントム表面の線量分布

線量計設置位置 (散乱線測定位置)

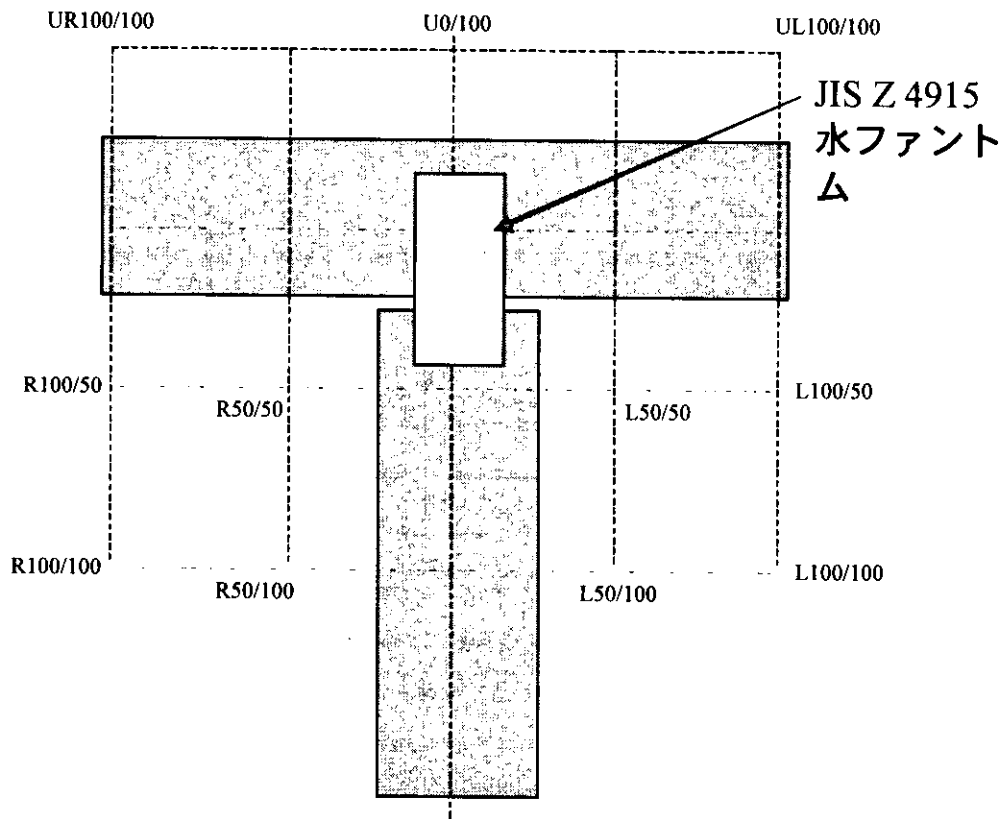


図4. 散乱線測定時の線量計設置位置

表 1. 散乱線測定結果

測定場所	高さ (c m)	H(10.07) (μ S v)	H(10) (μ S v)	実効エネルギー (keV)
R 50/50	50	38	80	38
	100	47	80	38
	150	43	80	37
L 50/50	50	38	70	36
	100	41	90	33
	150	41	100	39
R 50/100	50	14	20	56
	100	15	0	52
	150	18	50	44
L 50/100	50	13	40	62
	100	13	60	56
	150	16	70	46
R 100/50	50	5	0	57
	100	9	20	48
	150	5	20	55
L 100/50	50	8	0	55
	100	18	20	43
	150	10	0	52
R 100/100	50	11	30	43
	100	7	70	59
	150	12	30	56
R 100/100	50	10	10	55
	100	11	20	50
	150	11	20	55
UR 100/100	50	6	20	N. A.
	100	11	40	52
	150	7	20	75
UL 100/100	50	4	30	N. A.

	100	6	20	N. A.
	150	4	40	N. A.
U0/100	50	15	40	48
	100	15	40	60
	150	17	60	39

実効エネルギーは OSL 線量計により測定した。N.A.は計測不能。

表 2. 頭側の半影計測結果

テーブルからの距離 (cm)	半影の長さ (mm)
9	7
11	9
13	11

コリメータの幅：約 2.5mm

焦点コリメータ距離：約 100mm

表 3. 尾側の半影計測結果

テーブルからの距離 (cm)	半影の長さ (mm)
9	8
11	12
13	14

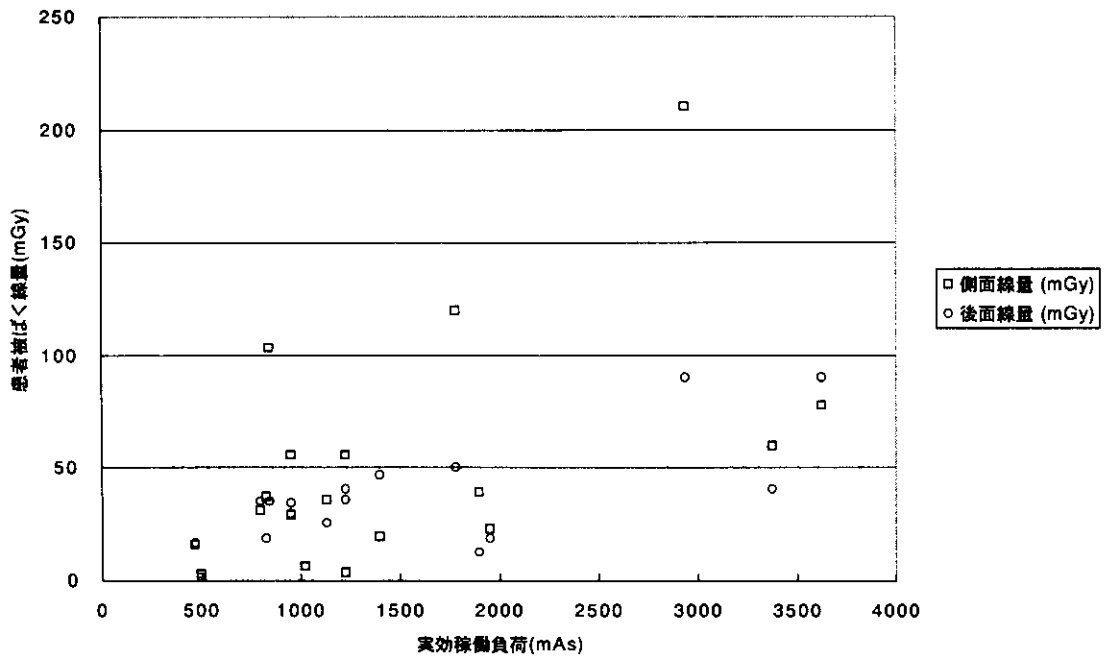


図 5. X線 CT 透視における患者被ばく線量（入射部位の皮膚吸収線量）

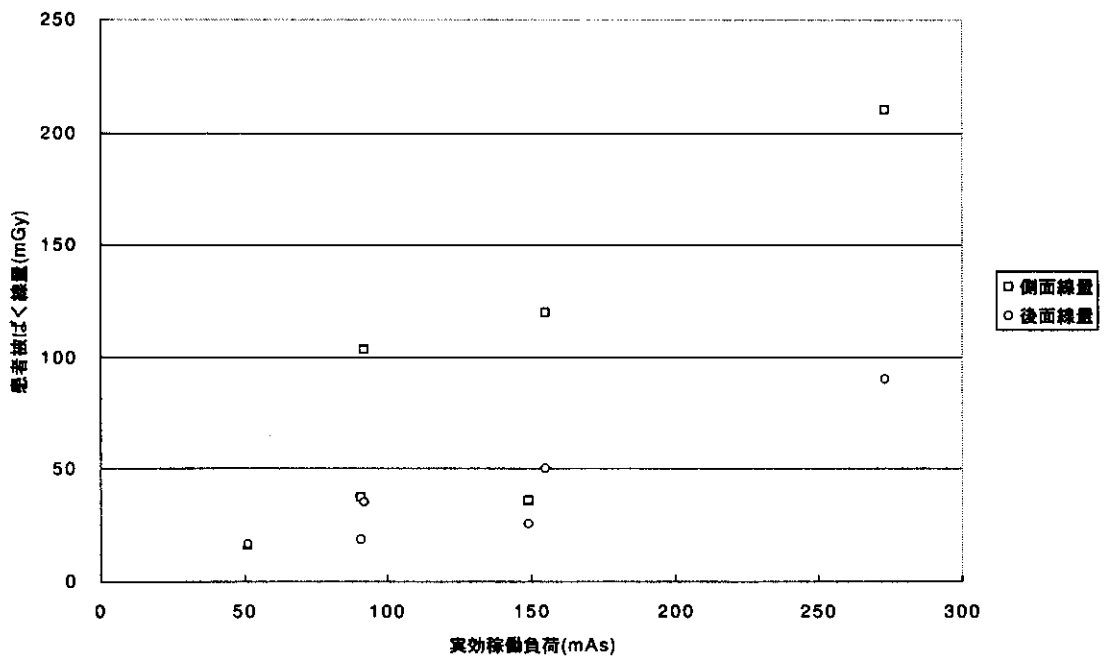


図 6. X線 CT 透視における患者被ばく線量（入射部位の皮膚吸収線量）と X線 CT 装置に表示される CTDI の関係

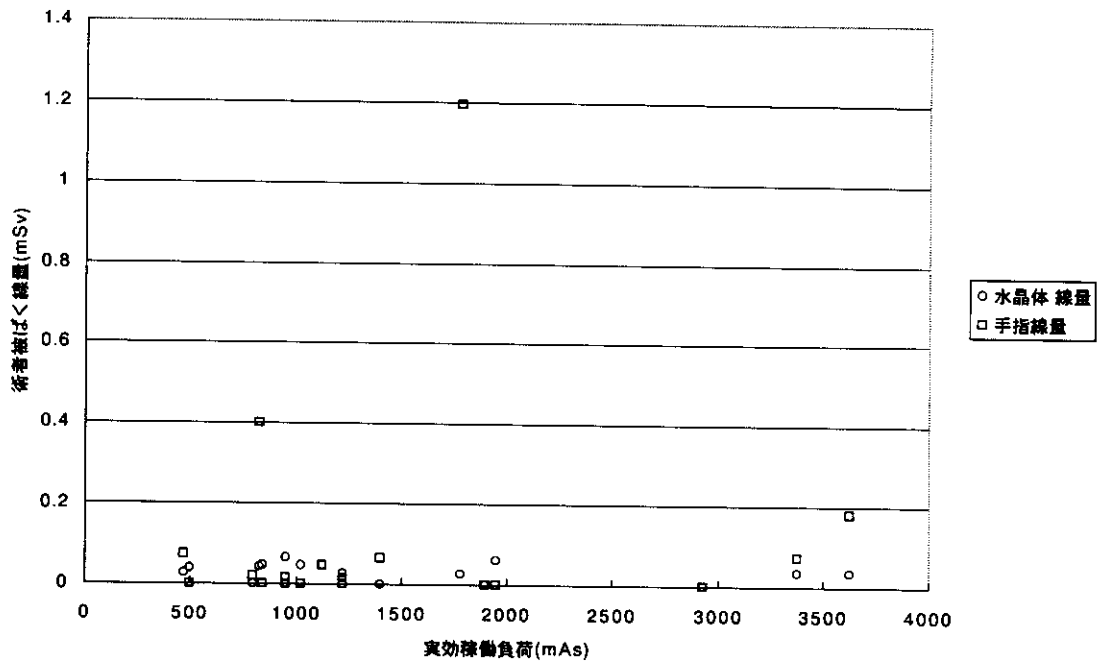


図 7. X線 CT 透視における術者被ばく線量 (手指、水晶体)

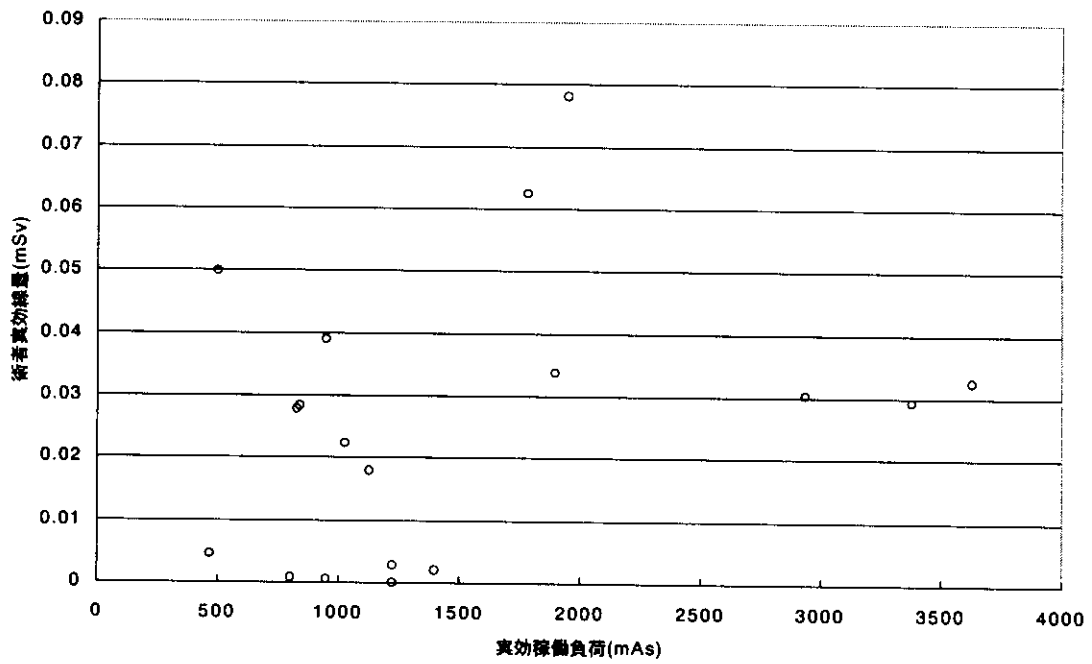


図 8. X線 CT 透視における術者被ばく線量 (実効線量)

表4. X線CT透視における患者被ばく線量（入射部位の皮膚吸収線量）

X線CT透視装置名	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	照射時間 (秒)	照射野の大きさ (cm ²)	CTDI (mGy)	撮影 回数	側面線量 (mGy)	後面線量 (mGy)
AD3000	120	25	49	35			56	36
AD3000	120	25	145	35			78	90
AD3000	120	25	41	35			6	6
AD3000	120	25	32	35			31	35
AD3000	120	25	135	35			60	41
AD3000	120	25	38	35			56	34
AD3000	120	25	56	35			19	47
AD3000	120	25	76	35			39	13
AD3000	120	25	49	35			3	40
AD3000	120	25	78	35			23	19
AD3000	120	25	20	35			3	1
AD3000	120	25	38	35			29	29
Aquilion	120	10	178	32	155		120	50
Aquilion	120	10	47	32	51.2		16	16
Aquilion	120	10	84	32	91.6	15	103	35
Aquilion	120	30	97.8	32	273	29	210	90

Aquilion	120	10	83	32	90.5	2	62	31
Aquilion	120	10	113.04	32	149	3	60	43