

論文種別：原著

論文タイトル

シンチレーション光ファイバー線量計を用いた脳血管内治療における患者水晶体被ばくの測定

Keisuke Kikuchi¹; Kazuma Matsumoto¹; Toshiya Nasada¹; Yoshiaki Hagihara¹; Youko Ikeuchi¹; Takafumi Iizuka¹; Chiemi Mitsui¹; Hiromi Kishida¹; Ryoushuke Fujii¹; Shinya Nakano¹; Noriko Kotoura¹; Kazutaka Uchida²; Manabu Shirakawa²; Shinichi Yoshimura²

¹ Department of Radiological Technology Hyogo College of Medicine,
1-1, Mukogawachou, Nishinomiya, Hyogo 663-8501, Japan
Tel: 81-798-45-6259

² Department of Neurosurgery, Hyogo College of Medicine,
1-1, Mukogawachou, Nishinomiya, Hyogo 663-8501, Japan
Tel: 81-798-45-6455

連絡著者

Keisuke Kikuchi

Department of Radiological Technology Hyogo College of Medicine,
1-1, Mukogawachou, Nishinomiya, Hyogo 663-8501, Japan
Tel: 81-798-45-6259

Mail: keisuke15kik@gmail.com

キーワード

lens dose, Cone-beam CT, CT like image, Scintillator with Optical Fiber, SOF

宣言

本論文を、日本脳神経血管内治療学会機関誌 **JNET Journal of Neuroendovascular Therapy** に投稿するにあたり、筆頭著者、共著者によって、国内外の他雑誌に掲載ないし投稿されていないことを誓約致します。

Abstract

「目的」

脳血管内治療では症例ごとに異なるワーキングアングルにて撮影するため患者水晶体被ばく線量の予測は困難である。本研究では脳血管内治療時の患者水晶体入射線量（水晶体線量）と装置表示値との関連性および3D撮影の水晶体被ばくへの影響を示し、水晶体被ばくに影響を及ぼす因子を明らかにすることを目的とする。

「方法」

2017年2月～12月に全身麻酔下にて脳血管内治療を施行した患者を対象に、リアルタイムシンチレーション光ファイバー線量計を用いて水晶体線量を測定した。水晶体線量と各装置表示値との相関解析を行った。また、線量データを透視・DSA・3D撮影に分割し水晶体線量におけるそれぞれの割合を求めた。

「結果」

水晶体線量とKAP値に高い相関を認め、AK値、透視時間は低い相関を認めた。ステント描出の為に3D撮影により水晶体線量に占める3D撮影の割合が増加し、撮影回数に応じて水晶体線量も増加した。ワーキングアングル設定後の照射野が大きい症例で水晶体線量が増加する傾向を認めた。

「結論」

水晶体線量の特徴を把握した。今後水晶体線量の管理方法について検討されることが望まれる。

● 緒言

血管内治療は外科手術と比較して低侵襲であるため、現在様々な領域で適応されている。Johnston SCらは、脳動脈瘤に対する血管内治療は外科手術と比較して低リスクな治療法である¹⁾と報告しており、脳動脈瘤の治療において血管内治療は重要な役割を担っている。

しかし、血管内治療の手技では放射線診断機器を使うため、被ばくの危険性が存在する。血管内治療後、放射線に伴う皮膚障害が多数報告されている²⁾⁻⁵⁾。

2012年4月にICRP Publication 118にて白内障の吸収線量の閾値は1回被ばくで500mGyと勧告された⁶⁾。脳血管内治療ではワーキングアングルでの撮影は必須であり、症例ごとにワーキングアングルは異なる。そのため患者水晶体入射線量（以下、水晶体線量）の予測は困難である。

脳血管内治療における患者の入射皮膚線量や水晶体線量を測定した報告がある⁷⁾⁻¹²⁾。しかし、それらの報告は蛍光ガラス線量計やTLD、ガフクロミックフィルムを使用した測定であり、手技における累積線量の計測のみとなっている。そのため、術中のどの手順にて水晶体線量が増加しているのか把握できない。

術中の線量をリアルタイムにモニタリングできる線量計としてMOSFET線量計、シンチレーション光ファイバー線量計(Scintillator with Optical Fiber : SOF)があげられる。

Safari MJらは頭部領域の血管内の診断・治療においてMOSFET線量計を用いたリアルタイムの水晶体線量の測定を行なっている¹³⁾。しかし、

測定された線量は線量計の諸特性について加味されておらず、MOSFET線量計の方向依存性の影響を大きく受けている可能性がある¹⁴⁾。また、3D撮影の影響については言及されていない。脳血管内治療において3D撮影は重要な役割を持つ。3D-DSAによって3次元的に血管のみを描出することができ、ワーキングアングルの決定にも有用である。ステントアシストテクニックでのコイル塞栓術やフローダイバーター留置術の場合には、CT like image(CTLI)を撮影することでステントのfractureや留置位置の確認が可能である。しかし、CTLIは透視やDSAと比較して高い線量を必要とし、X線管が頭部周囲を回転して撮影するため水晶体線量の増加が懸念される。

本研究では脳血管内治療時の水晶体線量を測定し、装置表示値との関連性および3D撮影の水晶体被ばくへの影響を把握し、水晶体被ばくに影響を及ぼす因子を明らかにすることを目的とした。

● 対象

2017年2月～12月に兵庫医科大学病院にて全身麻酔下脳血管内治療を施行した患者のうち同意が得られた29名(男性:3名平均年齢:66±13.5才、女性:26名平均年齢:66±13.2才)に対して入射水晶体線量を測定した。動脈瘤の症例が25例(内頸動脈:18例、前交通動脈:5例、中大脳動脈:1例、椎骨動脈:1例)、carotid-cavernous fistula(以下、CCF)の症例が3例(外頸動脈:3例)、arteriovenous malformation(以下、AVM)の症例が1例(上小脳動脈:1例)であった。なお、本研究は当院における倫理委員会の承認を受けている(倫理申請番号:2611)。血管撮影装置はArtis Zee biplane (Siemens Healthcare, Germany)、Artis Zeego (Siemens

Healthcare, Germany) を使用した。両装置とも同様のフラットパネルディテクタ (FPD)、X 線管を搭載しており、諸条件については Table1 に記載の通りである。

SOF は MIDSOF (アクロバイオ株式会社, 日本) を使用した。この SOF は、プラスチック光ファイバーの先端に、検出器として半球状のシンチレータが取り付けられており、1 秒ごとの線量・線量率が表示される構造となっている。シンチレータに X 線が透過すると光パルスが発生し光ファイバーにより伝搬、光電子増倍管で増幅・検出し、計数値から線量の算出を行う仕組みとなっている。

● 方法

SOF の基本特性

SOF の基本特性について下記の通り検証した。

線量特性：SOF のプローブをアイソセンタに配置し、透視時間を 10sec 毎に 60sec まで変化させ、SOF の累積線量を継時的に観察した。測定は 3 回行い平均値を代表値として採用した。撮影条件は管電圧：81.8kV、管電流：130.7mA、パルス幅：12.8ms とした。

線質特性：SOF のプローブをアイソセンタに配置し、管電圧を 50 kV から 120kV まで 10kV 間隔で変化させ各 1 分間照射した。測定は 3 回行い平均値を代表値として採用した。同様の実験を電離箱線量計 (Radcal9015, 東洋メディック, 日本) を用いて行い、電離箱線量計の計測値に対する SOF の相対線量率を算出した。

方向依存性：SOF のプローブをアイソセンタに配置し、C アームの角度

を Axial 方向は 90°、Cranial-Caudal 方向に各 60°変化させた。測定は 3 回行い平均値を代表値として採用した。C アームの角度が 0°の計測値に対する各角度の相対線量率を算出した。撮影条件は管電圧：69kV、管電流：6.7mA、透視時間：60sec とした。

患者水晶体線量データの収集

水晶体線量を測定する際に、患者の目を損傷させないためにアイマスクを着用した。Kawauchi S らは診断目的の脳血管撮影における水晶体の被ばくは左目が有意に高くなると報告している¹⁵⁾。また、Safari MJ らは水晶体線量のモニタリングのために MOSFET 線量計を左目の外側からまぶたに配置している¹³⁾。これは側面 X 線管が患者左側に配置されているためと考察されている。当院においても側面 X 線管が患者左側に配置されているため、患者左目の水晶体線量を測定した。線量計は Figure1 に示すように線量計のプローブを足側から頭側に配置した。

SOF の線量データと共に、動脈瘤症例と AVM・CCF 症例の Kerma Area Product(以下、KAP 値)、Air Kerma(以下、AK 値)、total fluoroscopic time(以下、FT)、ワーキングアングルの範囲を記録した。動脈瘤症例について、実測値と AK 値、KAP 値、FT の相関解析を正面 X 線管・側面 X 線管別に行なった。

照射野の影響を観察するために、各症例のワーキングアングル設定後の照射野が正面 X 線管と側面 X 線管共に最も小さい 11cm であった群 (FLsmall 群 n = 13)、正面 X 線管のみ 11cm であった群 (Fsmall 群 : n = 7)、側面 X 線管のみ 11cm であった群 (Lsmall 群 : n = 3) とそれ以外 (wide 群 : n = 6) の 4 群で水晶体線量を比較した。

得られた実測値と Radiation Dose Structured Report から透視・DSA・3D撮影に分割し水晶体線量に占めるそれぞれの割合を算出した。本研究での脳血管内治療において、術前と術後に 3D-DSA を撮影し、ステントを使用した場合には必要に応じ CTLI を追加で撮影した。3D 撮影の影響を見るために 3D-DSA のみを撮影した群(3D-DSA 群)と CTLI を 1 回追加で撮影した群(1CTLI 群)、CTLI を 2 回追加で撮影した群(2CTLI 群)で水晶体線量を比較した。また、3D-DSA と CTLI の撮影 1 回あたりの水晶体線量をそれぞれ算出した。3D-DSA の撮影条件は設定管電圧：70kV、FPD への入射線量：0.36 μ Gy/frame、フレームレート：1.50° /frame、撮影時間：6sec、回転角度：200° であり、CTLI の撮影条件は設定管電圧：70kV、FPD への入射線量：1.20 μ Gy/frame、フレームレート：0.40° /frame、撮影時間：20sec、回転角度：200° であった。どちらの撮影も自動露出制御により管電流・管電圧は変化した。

統計解析

SOF の線量特性の解析および、実測値と KAP 値、AK 値、FT との解析については、ピアソンの積率相関分析を行なった。2 群間の平均値の差の検定には、Mann-Whitney の U 検定 を用いた。有意水準は $P < 0.05$ とした。全ての統計解析は EZR on R commander (version 1.32) (Jichi Medical University Saitama Medical Center, Japan)を用いた。

● 結果

SOF の基本特性

線量特性は、照射時間の変化に対し直線性が保たれており、相関係数 $r = 0.9999$ と強い相関が観察された。(Figure2(a))

線質特性においては、管電圧 60~80kV の測定値は電離箱線量計と比較して 5%以内であったが、管電圧 90~120kV の測定値は最大で約 23%の過小評価となった。(Figure2(b))

方向依存性については、Axial 方向を変化させた測定値はすべて 3%以内であった。Cranial-Caudal 方向を変化させた測定値は角度が深くなると誤差が大きくなる傾向があり、Caudal60°で約 8%の過大評価を認めた。Caudal45°から Cranial60°の角度では誤差 5%以内であった。(Figure2(c、d))

患者水晶体線量

本研究における動脈瘤症例と AVM・CCF 症例の KAP 値、AK 値、FT、水晶体線量、およびワーキングアングルの範囲を Table2 に示す。動脈瘤症例に対して AVM・CCF 症例では KAP 値、AK 値、FT が有意に高くなる傾向を認めた。

Figure3 にて動脈瘤症例の水晶体線量に対する FT、AK 値、KAP 値の相関関係を示す。FT、AK 値において正面 X 線管・側面 X 線管共に低い相関が観察された。KAP 値は正面 X 線管では中等度の相関が観察され、側面 X 線管では高い相関が観察された。

照射野と水晶体線量の比較を Figure4 に示す。FLsmall 群の平均水晶体線量は $77.0 \pm 47.9 \text{mGy}$ 、Fsmall 群の平均水晶体線量は $67.6 \pm 42.0 \text{mGy}$ 、Lsmall 群の平均水晶体線量は $57.1 \pm 23.9 \text{mGy}$ 、wide 群の平均水晶体線量は $124.2 \pm 90.7 \text{mGy}$ となった。wide 群で平均水晶体線量が高くなったが、全ての群間において有意差は認めなかった。

CTLI 撮影回数別の平均水晶体線量の内訳を Figure5 に示す。3D-DSA 群に対して 1CTLI 群では有意に FT が短かった。CTLI を撮影することで水晶体線量に占める 3D 撮影の割合は約 3 倍増加した。3D-DSA 群に対して 1CTLI 群、2CTLI 群共に水晶体線量に差を認めなかった。1CTLI 群に対して 2CTLI 群の水晶体線量が有意に高くなった。

3D-DSA の撮影 1 回あたりの装置表示 AK 値は $74.3 \pm 12.9 \text{mGy}$ で水晶体線量は $8.0 \pm 2.8 \text{mGy}$ 、CTLI の撮影 1 回あたりの装置表示 AK 値は $283.2 \pm 47.9 \text{mGy}$ で水晶体線量は $33.4 \pm 10.1 \text{mGy}$ となった。CTLI の撮影は 3D-DSA と比較して装置表示 AK 値および水晶体線量が有意に高くなった ($P < 0.001$)。

● 考察

脳血管内治療のように多様なワーキングアングルにて撮影する手技の線量測定を行う場合、線量計の配置方法は重要である。Sato F らの報告によると MOSFET 線量計の方向依存性は軸方向においては約 20% の感度の低下を示すとある¹⁴⁾。線量計を左目の外側からまぶたに配置した場合、側面 X 線管からの X 線は線量計に対して軸方向となるため、測定線量は過小評価している可能性がある。本研究で使用した SOF の方向依存性は Caudal60° 以外では誤差は 5% 以内であった。また、臨床において線量計を尾側から頭側に向けて配置した場合、Caudal60° 以上の深い角度では患者あるいはテーブルと C アームが干渉するため現実的ではない。本研究におけるワーキングアングルの範囲は LAO 99°~RAO 128°、Cranial 38°~Caudal 46° であり、方向依存性の影響は受けていないと考えられる。

SOF の線量特性は照射時間の変化に対し直線性が保たれており、脳血

管内治療のように長時間に及ぶ可能性のある手技での臨床使用に適していると考えられる。しかし、血管撮影装置の自動露出制御により高線量が必要な場合に管電圧が大きくなる。そのため **SOF** の線質特性により測定線量が過小評価されている場合がある。本研究における最大管電圧が **125kV** であり、約 **23%** の過小評価を含む可能性がある。

AVM・CCF 症例は動脈瘤症例に対して水晶体線量に有意差を認めず、**KAP** 値、**AK** 値、**FT** が有意に高くなった。動脈瘤の治療では、コイルの巻き方やステント留置など照射野の拡大率を上げることで得られる情報が多い。しかし、**CCF** の治療では塞栓すべき血管と残すべき血管を観察する必要があり、**DSA** の撮影回数が増える。その上、過度な拡大撮影によって正常血管が観察視野外となってしまう可能性がある。そのため、**CCF** の治療では動脈瘤の治療と比較して手技時間が長くなり、照射野が大きい傾向にあったと考えられる。また、**CCF** 症例の治療血管が全ての症例で主に外頸動脈であり、照射野が水晶体から離れることで、**KAP** 値などの線量は高くなる一方で水晶体線量の上昇は緩徐になったと考える。

動脈瘤症例において水晶体線量と **FT** および **AK** 値の相関が低く、**KAP** 値とりわけ側面 X 線管の **KAP** 値との相関が高かった。当院の脳血管内治療時に使用する血管撮影装置の正面の X 線管は患者背側に、側面 X 線管は患者左側に配置されている。左目の水晶体は側面アームの X 線管側に位置しており、正面アームの **Flat panel detector** 側に位置している。左目の水晶体が受ける X 線は、側面方向は人体透過前であり、正面方向は人体透過後である。そのため側面方向の X 線による散乱線の影響を強く受けたと考える。一般に血管内治療の手技において照射野の拡大率を低

減させることは患者皮膚線量を低減するために有用である¹⁶⁾¹⁷⁾。照射野を小さくすることで自動露出機構により照射線量は増大する。また、最大入射皮膚線量は直接入射する X 線の影響を受ける¹⁸⁾。しかし、照射野の比較において、**wide** 群の水晶体線量が高くなる傾向が認められた。ワーキングアングルにて撮影する場合、治療部位はアイソセンターに位置している。また、本研究におけるほとんどの症例においてワーキングアングル設定後の側面 X 線画像に眼窩が含まれないことが確認できた。側面方向から見た場合、水晶体は照射野の外側に位置しており、照射野が大きくなることで水晶体と照射野辺縁との距離が短縮したと考えられる。正面 X 線管より側面 X 線管の影響が大きいことを加味すると水晶体線量は被写体の散乱体積が増加することで発生する散乱線の影響を受けている可能性が考えられる。

CTLI の水晶体線量は 3D-DSA に対して 1 回あたり約 4 倍の差を認めた。CTLI の撮影 1 回あたりの装置表示 AK 値は 3D-DSA の撮影 1 回あたりの装置表示 AK 値の約 3.8 倍であり、X 線出力の差を反映している。3D-DSA は高コントラストな造影剤を描出するのに対し、CTLI は低コントラストな実質臓器を描出する。そのため CTLI の撮影はより高線量が必要となる。CTLI の線量を低減することができれば、脳血管内治療における水晶体入射線量を低減できる可能性がある。

本研究において、単回の脳血管内治療により水晶体線量が 500mGy を超過する症例は認めなかった。Kawauchi S らの報告によると、単回の診断目的の脳血管撮影における水晶体線量は平均で 58.5mGy であった¹⁵⁾。本研究の脳血管内治療時の平均水晶体線量は 78.0mGy であり、診断と比

較し高い値を示した。診断時と異なり脳血管内治療においてはワーキングアングルにて撮影を繰り返す。また CTLI を撮影する症例も含まれるため脳血管内治療において水晶体線量が高い値を示したと考えられる。脳血管内治療を受ける患者は、術前の診断や術後のフォローアップのための血管造影検査や CT の撮影を行うことがほとんどである。Seguchi S らはファントム実験にて脳動脈瘤の患者が X 線診断・治療・経過観察によって受ける放射線被ばくを調査しており、治療から 3 年間にわたる経過観察によって蓄積された水晶体線量は、水晶体混濁のしきい線量となる 0.5Gy を超えていたと報告している¹⁹⁾。眼の水晶体は放射線感受性が高い組織の一つであり、放射線被ばくにより白内障が誘発される。白内障は水晶体混濁が生じる部位により皮質白内障、核白内障、後囊下白内障の主に 3 種類に分類され、発生要因によって好発する部位が異なる。加齢性白内障は主に皮質白内障や核白内障であり、放射線白内障は主に後囊下白内障である⁶⁾。放射線被ばくによる後囊下白内障の発生機序は、高い分裂能を有する **germinative zone** の上皮細胞が放射線によって障害されることで線維細胞に分化し、後囊側に移動、同部でクリスタリンの凝集を生じて白内障になると考えられている²⁰⁾。水晶体上皮細胞の放射線応答は被ばく後の数か月で生じる早発性のものもあれば、数十年に発症する遅発性のものもある。また、水晶体は生涯増殖を続けるが、水晶体囊で包まれているために、全ての細胞が生死によらず水晶体内に留まり続ける閉鎖系である²¹⁾。放射線による水晶体へのダメージが生涯を通じて蓄積していく可能性もあり、水晶体の被ばくに関してはあらゆる検査・モダリティを通して患者単位で管理することが理想的である。本研究においては KAP 値が水晶体線量と最も相関が高かった。しかし、撮

影条件の違いによって X 線線質が変化するため、装置間・施設間で発生する散乱線量は異なる。そのため、本研究で得られた近似式を他施設の装置表示値には該当できず、装置表示値から水晶体線量の推測は困難であると思われる。現状では水晶体被ばくの実態を把握し、被ばく低減に努めることが重要であると考ええる。

● 結論

動脈瘤症例において KAP 値と水晶体線量が高い相関を示し、照射野が大きくなることで水晶体線量が高くなる傾向を認めた。装置間・施設間で撮影条件が異なるため装置表示値から水晶体線量を推測することは困難である。CTLI による水晶体線量の影響が最も大きく、CTLI の線量を低減できれば、脳血管内治療における水晶体線量の低減が可能である。今後水晶体被ばく線量の管理方法について検討されることが望まれる。

なお、本研究の要旨は第 33 回 NPO 法人 日本脳神経血管内治療学会 学術総会(2017 年、東京)にて発表した。

● 利益相反の開示

筆頭著者および共著者全員が利益相反はない。

● **References:**

- 1) Johnston SC, Gress DR, Kahn JG: Which unruptured cerebral aneurysms should be treated? A cost–utility analysis. *Ann Neurology* 2000; 48: 11-19.
- 2) Balter S, Hopewell JW, Miller DL, et al: Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair. *Radiology* 2010; 254(2): 326-41.
- 3) O'Dea TJ, Geise RA, Ritenour ER: The potential for radiation-induced skin damage in interventional neuroradiological procedures: a review of 522 cases using automated dosimetry. *Med Phys* 1999; 26(9): 2027-33.
- 4) Verma S, Srinivas C, Thomas M: Radiation-induced temporary alopecia after embolization of cerebral aneurysm. *Indian J Dermatol* 2014; 59(6): 633.
- 5) Wagner LK, McNeese MD, Marx MV, et al: Severe skin reactions from interventional fluoroscopy: case report and review of the literature. *Radiology* 1999; 213(3): 773-6.
- 6) ICRP Publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context. *Annals of the ICRP* 2012; 41(1-2): -322.
- 7) Moritake T, Matsumaru Y, Takigawa T, et al: Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using

photoluminescence glass dosimeters. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29: 1910-7

8) Sandborg M, Rossitti S, Pettersson H: Local skin and eye lens equivalent doses in interventional neuroradiology. *Eur Radiol* 2010; 20: 725-33.

9) Jaco JW, Miller DL: Measuring and monitoring radiation dose during fluoroscopically guided procedures. *Tech Vasc Interv Radiol* 2010; 13: 188-93.

10) Hayakawa M, Moritake T, Kataoka F, et al: Direct measurement of patient's entrance skin dose during neurointerventional procedure to avoid further radiation-induced skin injuries. *Clin Neurol Neurosurg* 2010; 112: 530-6.

11) C Theodorakou, Horrocks JA: A study on radiation doses and irradiated areas in cerebral embolization. *Br J Radiol* 2003; 76: 546-52.

12) Suzuki S, Furui S, Matsumaru Y, et al. Patient skin dose during neuroembolization by multiple-point measurement using a radiosensitive indicator. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29: 1076-81.

13) Safari MJ, Wong JH, Kadir KA, et al. Real-time eye lens dose monitoring during cerebral angiography procedures. *Eur Radiol*. 2016; 26: 79-86.

14) Sato F, Honda T, Haga Y, et al. Basic Characteristic Evaluation of the Real-time Model MOSFET Dosimeter. Bulletin of School of Health Sciences Tohoku University 2017; 26: 57-65.

15) Kawauchi S, Moritake T, Hayakawa M, et al: Estimation of Maximum Entrance Skin Dose during Cerebral Angiography. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi 2015; 71: 746-57.

16) Miller DL, Balter S, Cole PE, et al: Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part I: overall measures of dose. J Vasc Interv Radiol 2003; 14: 711-27.

17) Miller DL, Balter S, Cole PE, et al: Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study: part II: skin dose. J Vasc Interv Radiol 2003; 14: 977-90.

18) Safari MJ, Wong JHD, Jong WL, et al: Influence of exposure and geometric parameters on absorbed doses associated with common neuro-interventional procedures. Phys Med 2017; 35: 66-72.

19) Seguchi S, Saijou T, Ishikawa Y, et al: Radiation Dose to Patients Undergoing X-ray Diagnosis, Treatment and Follow-up for Cerebral Aneurysms. No Shinkei Geka, 2015; 43: 411-418.

20) Hiroshi Sasaki: Radiation cataract. Rinsho Ganka, 2014; 68: 1667-1672.

21) Hamada N, Fujimichi Y: What happens in normal human lens epithelial cells exposed to ionizing radiation? *Isotope News*. 2015; 734: 7-11.

● **Figure Legends :**

Table1

parameters of X-ray equipment

Table2

Exposure parameters, left lens dose (LL Dose) and range of working angle

Figure1

アイマスクにポケットを作成し（点線）、プローブを挿入。患者左目の直上にプローブの検出器となるようにし水晶体線量を測定した。ヘッドレストに固定し、必要に応じて着脱できる機構となっている。

Figure2

シンチレーション光ファイバー線量計の諸特性

(a)線量特性 (b)線質特性 (c)Axial 方向の方向依存性 (d)長軸方向の方向依存性

Figure3

患者水晶体線量に対する (a) FT (b) AK 値 (c) KAP 値との相関関係

Figure4

照射野の違いによる水晶体線量の比較

Figure5

(a) CTLI 撮影回数別の平均水晶体線量の内訳および各群における (b)FT(c)AK 値 (d)KAP 値の比較

Table1 parameters of X-ray equipment

Cu Filter (Fluoro / DSA)	0.6mm / 0.3mm
Grid ratio / density (/cm)	15 : 1 / 80
Tube voltage (kV)	70 ~ 125 (Automatic Exposure Control)
Fluoroscopic pulse rate (p/sec)	7.5
frame rate of DSA (frame/sec)	2, 4, 7.5
Field of view (cm)	11×11, 16×16, 22×22, 32×32, 42×42, 42×48
SID (cm)	90 ~ 120

Table2 Exposure parameters, left lens dose(LL Dose) and range of working angle

	Aneurysm	AVM • CCF	P-value
KAP (Gy • cm2)	129.6±51.2* (61.6~282.6)	264.9±123.0* (131.0~427.8)	0.013
AK at IRP (mGy)	2450.0±1397.8* (874.4~7126.0)	4962.0±2502.8* (2294.0~7358.0)	0.030
FT (min)	66.8±39.6* (19.1~173.9)	198.0±145.3* (44.9~393.2)	0.036
LL Dose (mGy)	78.0±61.2* (18.2~296.2)	97.2±38.9* (59.0~148.4)	0.253
Working angle (Frontal)	LAO99° ~ RAO46° CRA45° ~ CAU38°	LAO0° ~ RAO56° CRA27° ~ CAU33°	—
Working angle (Lateral)	RAO41° ~ RAO128° CRA46° ~ CAU25°	RAO90° ~ RAO99° CRA8° ~ CRA0°	—

*mean±standard deviation

IRP : interventional reference point

Fig.1



Fig.2

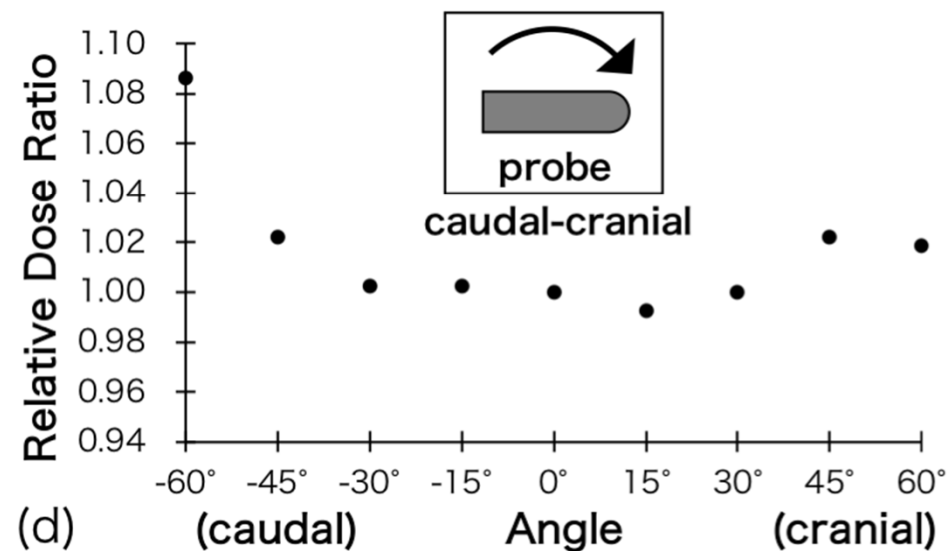
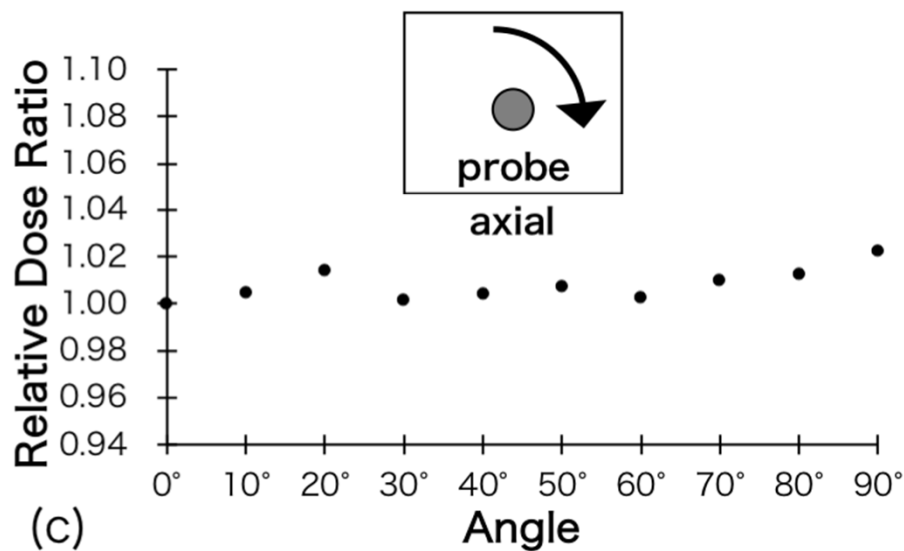
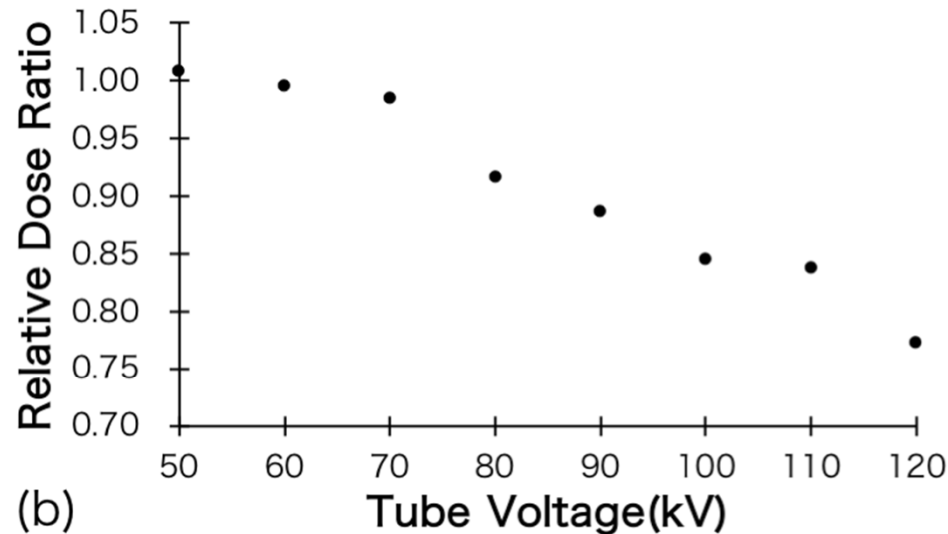
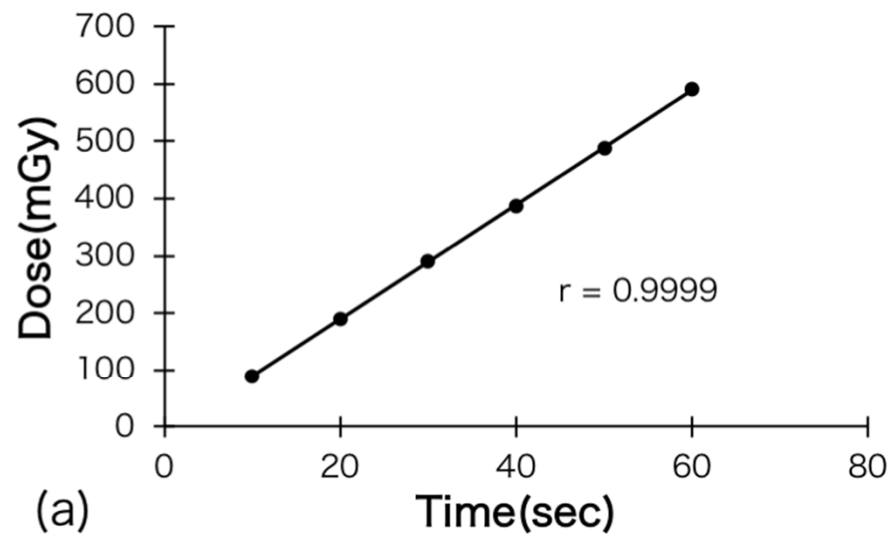


Fig.3

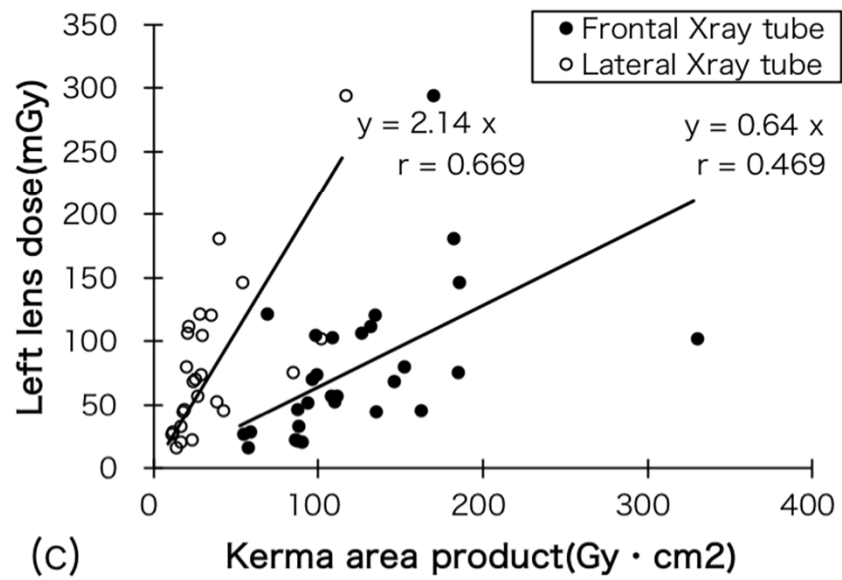
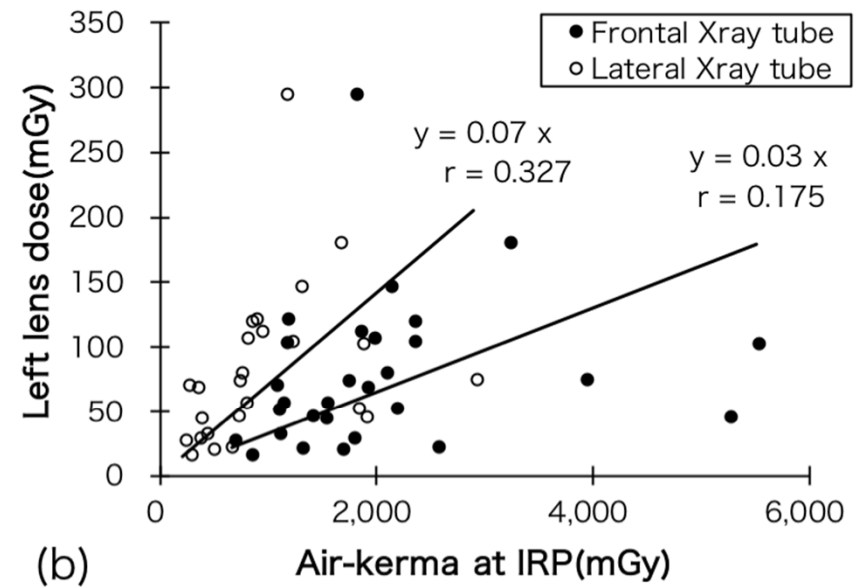
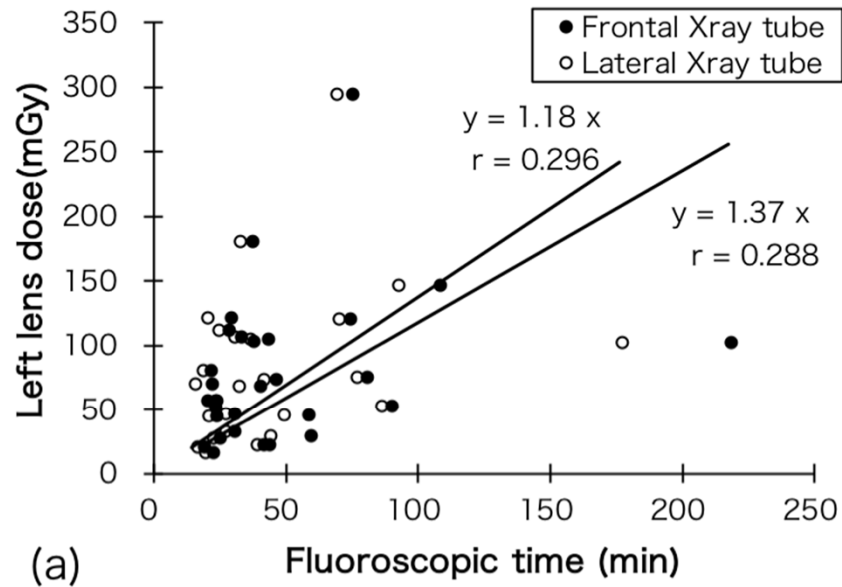


Fig.4

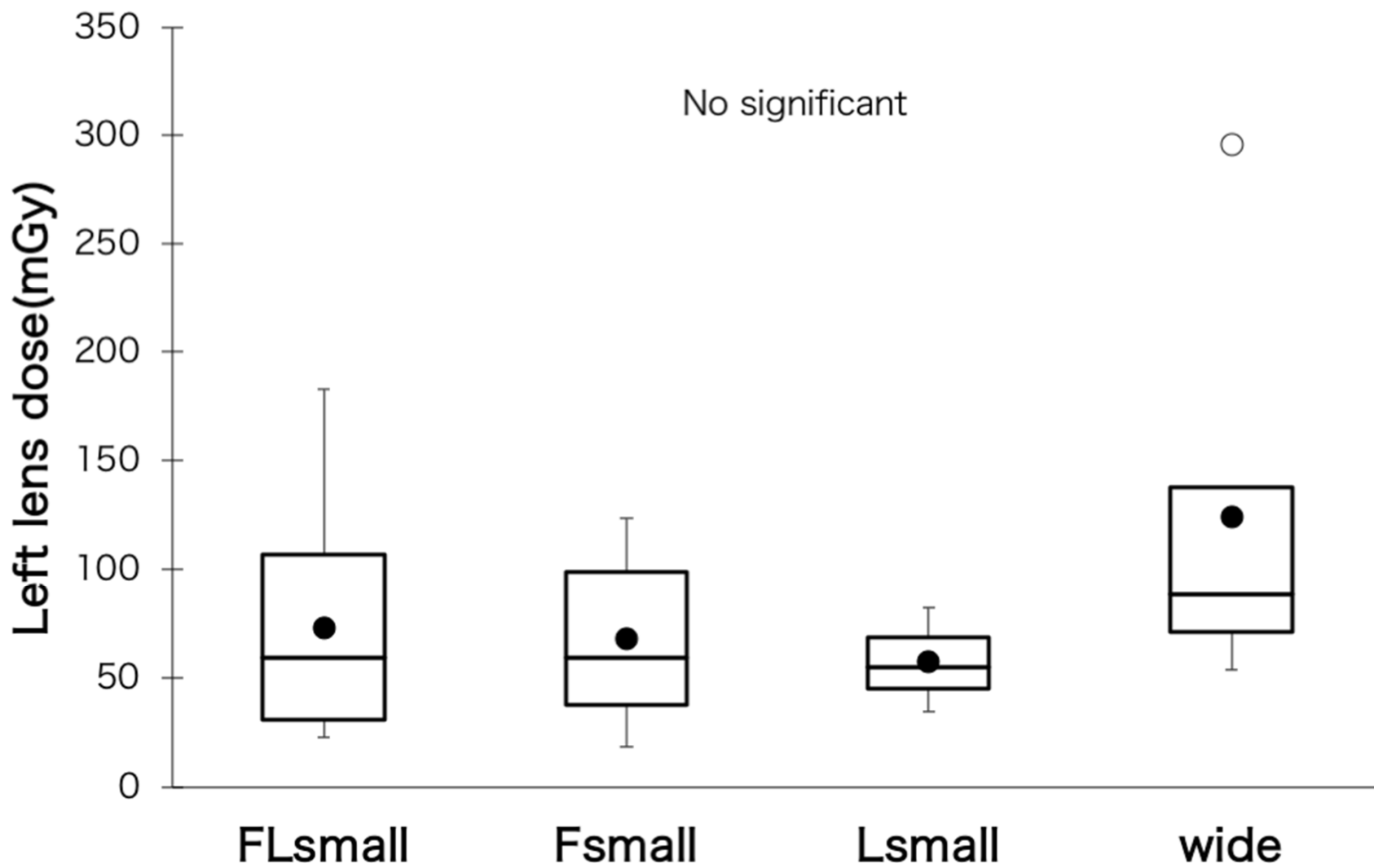


Fig.5

