

被検者被曝線量の実用的な測定方法

山形大学医学部附属病院 江口陽一
弘前大学医学部附属病院 木村均
秋田県成人病医療センター 土佐鉄雄
岩手医科大学附属循環器医療センター 瀬川光一
東北大学医学部附属病院 佐藤州彦
NTT東北病院 大久敏弘
福島県立医科大学附属病院 久保田浩之

1. はじめに

この課題研究班の目的は、被検者の被曝線量を測定するにあたり、現況の問題点を整理し、実用的な測定法を検討することにある。

2. 今、なぜ被曝線量の測定が求められているのか

近年、血管撮影領域では被検者の被曝線量が話題の一つに挙がっている。その背景には次のようなことが考えられる。

- (1) IVR (interventional radiology) が施行された被検者の一部に、放射線による確定的影響（皮膚障害）が発生している¹⁻⁴⁾。
- (2) 1994年のFDA (Food and Drug Administration: 米国食品医薬品局) 勧告で、被検者の被曝線量が1Gy以上になる場合は、被曝線量を記録することを勧告している⁵⁾。
- (3) 医療被曝に線量限度はないが、被検者に放射線を照射して検査を行っている以上、その線量を把握していない現状に問題がある。
- (4) 被曝線量の把握は、重篤な確定的影響の発生の回避、放射線防護の最適化、術者の被曝低減に寄与する。

この様な背景から、被検者の被曝線量が話題になり、その測定が求められてきていると考える。

3. 測定にあたっての前提条件

線量測定にあたって定めておかなければならない前提条件がある。

- (1) 何を測定し、何を評価するのか。
- (2) 人体からの後方散乱を含めるのか否か。
- (3) 線量の単位は何を使用するのか。
- (4) 線量測定に際し、必要な測定精度をどの程度にするのか。

被検者の被曝線量を知ろうとするとき、照射野内の皮膚線量を評価するのが最もわかりやすく実用的である。診断領域のX線では皮膚面での吸収が大きく、問題となる放射線による確定的影響の多くは皮膚障害である。このことから皮膚線量を測定するのが適切と考える。

皮膚線量と言ってもいくつかの考え方がある。米国のAAPM (American Association of Physicists in Medicine)⁶⁾では、皮膚面位置での空中照射線量を皮膚線量としているし、IAEAのガイダンスレベル⁷⁾では後方散乱を考慮に入れた皮膚の吸収線量を皮膚線量としている。また、ICRPでは吸収線量に線質係数(1990年勧告では放射線荷重係数⁸⁾)を乗じて求めた70 μ m線量当量(1990年勧告では等価線量⁹⁾)を皮膚線量とする考え方もある。医療被曝の単位については多くの専門家が皮膚面での吸収線量を求めることを推奨している^{7,9,10)}。しかし、血管撮影では頻りにI.I.サイズを変更する場合があります、それに伴い照射野や管電圧が目まぐるしく変化するため、測定方法によっては皮膚の吸収線量を求めることが非常に困難な場合が予想される。被検者の被曝線量は理想的には皮膚の吸収線量を求めることが望ましいが、困難な場合には最低限、皮膚面位置での照射線量を

求めておくべきと考える。

測定精度に関しては、測定方法によつてかなり異なってくるのが考えられることと、皮膚の吸収線量を測定するのにどの程度誤差が許されるのかわからず、今回我々は定めることができなかった。

4. 線量計に求められる条件

血管撮影領域で線量計に求められる条件には、次の様なことが挙げられる。

- (1) 被検者の苦痛にならない。
- (2) 画像に影響を及ぼさない。
- (3) 計測が簡便である。
- (4) リアルタイムで積算線量が表示できる。
- (5) 管電圧 60-120kV の範囲でエネルギー特性が良好である。
- (6) 透視の低線量率から DSA 撮影の高線量率まで良好な線量率特性をもっている。
- (7) 費用があまりかからない。

被検者の被曝線量を測定する線量計としては、TLD、ガラス線量計、電離箱線量計、面積線量計、それに昨年販売された米国マクマホン社製のリアルタイム積算皮膚線量計（以下、SDM と略す）を挙げることができる。上記の条件を全て満たす線量計はないが、血管撮影領域で実用的な線量計と思われる面積線量計と SDM を取り上げ、その特性の評価と問題点を整理した。また、透視撮影条件から計算で被曝線量を推定する NDD (Non Dosimeter Dosimetry) 表面線量簡易換算法¹⁾についても検討した。

5. 使用機器

使用した機器は、面積線量計がドイツ PTW 社のダイヤモンド M2、SDM は米国マクマホン社のモデル SDM104-101。これらの線量計の特性を評価するために、モニター線量計として校正されたラドカル社 mdh1015C 電離箱線量計（イオンチェンバー：10X5-6）を使用した。

6. 方法

Fig.1 に測定配置図を示した。各種線量計の

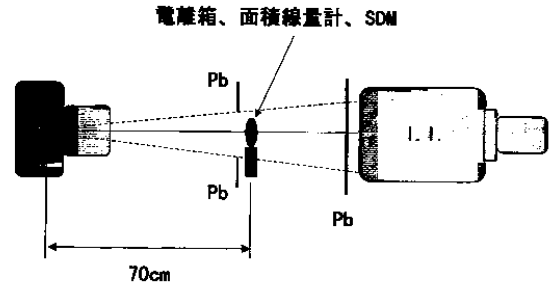


Fig.1 測定配置図

チェンバーは X 線焦点から 70cm 位置に配置して測定した。面積線量計のチェンバーは通常 X 線絞り前面に装着するが、チェンバーに入射する照射面積を正確にするために、X 線絞りから距離をおき、X 線絞りとチェンバー前面に配置した鉛マスクで正確に照射野を調整した。また、後方散乱の影響を小さくするため I.I. の前面に鉛板を置いた。

7. 結果

(1) 面積線量計 (Fig.2)

面積線量計はヨーロッパの多くの国で X 線透視装置に取り付けが義務付けられている。日本国内でも設置する施設が増えてきている。チェンバーを X 線絞り前面に取り付けることで、被検者に触れることなく全症例で被曝線量を測定できるが、この測定値のままでは X 線管からの出力を見ているにすぎない。面積線量計の値は、リアルタイムで $R \times cm^2$ または $Gy \times cm^2$ で表示される。この値を皮膚面での照射面積で割ることにより皮膚面位置での照射線量または空気吸収線量（後方散乱を含めない）が求まる。さらに、皮膚面での吸収線量を求めるためには、X 線の実効エネルギーと

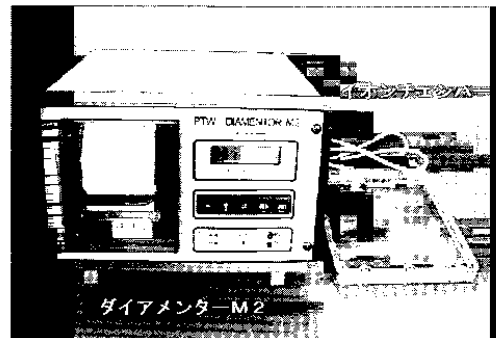


Fig.2 面積線量計 (ドイツ PTW 社 ダイヤモンド M2)

照射野サイズから後方散乱係数と吸収線量換算係数を求めて、照射線量に乗じる必要がある。また、血管撮影装置のほとんどがアンダーチューブタイプのため、カテーテル天板の吸収を補正する必要もある。

Fig. 3 に、面積線量計の線量率特性を示した。横軸がモニター線量計での照射線量の値を示し、縦軸が面積線量計の表示値を照射面積で割った値を示している。透視の低線量レベルから DSA 撮影の高線量レベルまで直線性は良好であった。面積線量計の値がモニター線量計より 40% ほど低い値を示したが、この原因には、今回の測定配置に問題があったことが挙げられる。面積線量計は 0.5mmAl 相当のフィルタ効果をもつチェンバー透過後の X 線で校正されているため、今回の測定方法では誤差が大きくなったものとする。追加

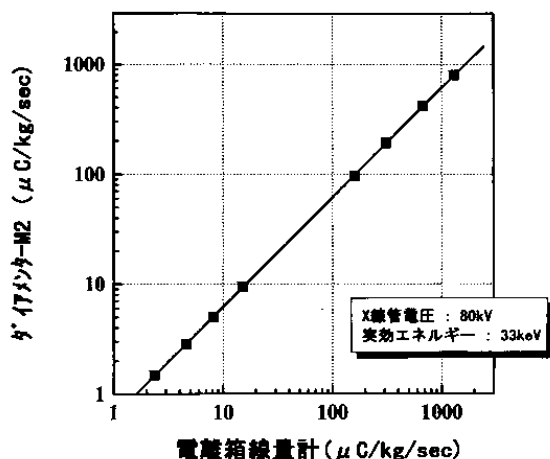


Fig. 3 面積線量計の線量率特性

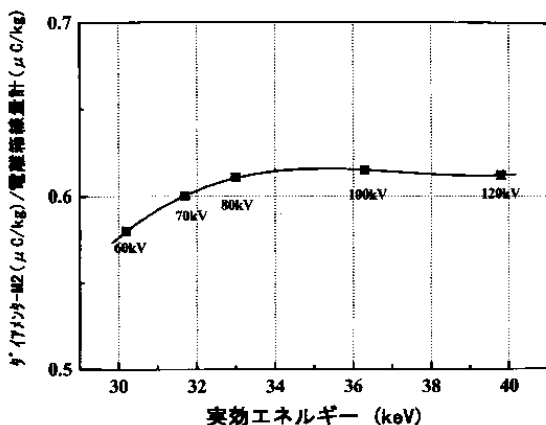


Fig. 4 面積線量計のエネルギー特性

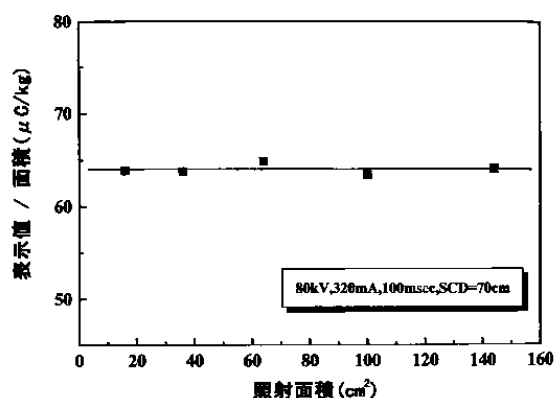


Fig. 5 面積線量計の照射野特性

実験でチェンバーを X 線絞り前面に装着し測定したが、それでも、モニター線量計より 25% 程度低い値を示した。いずれにしても、チェンバーを装着する X 線絞り精度や絞り内の X 線散乱など、外部の影響を受けることが考えられるので、チェンバーを装着する X 線装置ごとに校正定数を求めておく必要がある。

Fig. 4 にエネルギー特性を示した。横軸が X 線の実効エネルギー、縦軸は面積線量計の値をモニター線量計の値で割った値である。エネルギー特性自体は、実効エネルギー約 30keV ~ 40keV、管電圧で 60kV ~ 120kV の範囲で 6% 以内に納まっており良好な結果であった。

Fig. 5 の横軸はチェンバーに入る照射面積で、縦軸が面積線量計の表示値を照射面積で割った値を示した。照射面積によらず安定した値を示している。

面積線量計は個々に校正定数を求めておく必要があるが諸特性は良好であった。面積線量計で正確な皮膚の吸収線量を求めるには、X 線が入射した皮膚面位置と照射面積を知る必要がある。さらに、後方散乱係数と吸収線量換算係数を求める作業が必要となるが、現実的には困難である。

(2) SDM (Fig. 6)

SDM は、光ファイバーセンサーの検出部を測定位置の皮膚面に直接貼り付けて測定する。この検出部には蛍光体が内蔵されており、X 線で発光した光は細い光ファイバーで本体に導かれる。この発光量が線量に変換されリアルタイムで皮膚の

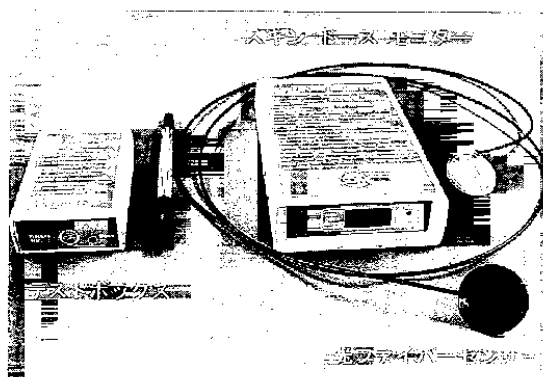


Fig. 6 リアルタイム積算皮膚線量計スキンドースモニター (米国マクマホンメディカル社 SDM104-101)

吸収線量が表示する。光ファイバーセンサーはほとんど画像に写ることはないが、その長さが1.5mのため、本体は被検者の近くに置くことになる。本体はたいへん小さいもので(150×95×35mm)、電源は乾電池を使用している。

SDMの表示値は、そのまま皮膚の吸収線量を表す。

Fig. 7にSDMの線量率特性を示した。横軸がモニター線量計で得られた照射線量を空中吸収線量に変換した値で、縦軸がSDMの表示値を示している。低線量レベルから高線量レベルまで直線性は非常に良好で、しかも、モニター線量計に近い値を示している。

Fig. 8にエネルギー特性を示した。管電圧60kV(実効エネルギー約30keV)でモニター線量計より13%程度低い値を示したが、全体的には良好な結果であった。

Fig. 9は、光ファイバーセンサーの後方に厚さ10cmのMix-Dpファントムを密着して配置し、後方散乱に対するレスポンスを見たグラフである。モニター線量計の値は、後方散乱体を置かないで測定した空中照射線量に、後方散乱係数と吸収線量換算係数を乗じて求めた値を用いた。エネルギー特性が反映して、実効エネルギーが低いところで、モニター線量計の値より20%程度低い値を示したが、全体的には後方散乱に対するレスポンスも良好で、皮膚の吸収線量に近い値を示した。

SDMの線量率特性、エネルギー特性、後方散乱に対するレスポンスは良好であった。SDMは検出部を目的の皮膚面に貼り付けておけば、何の苦

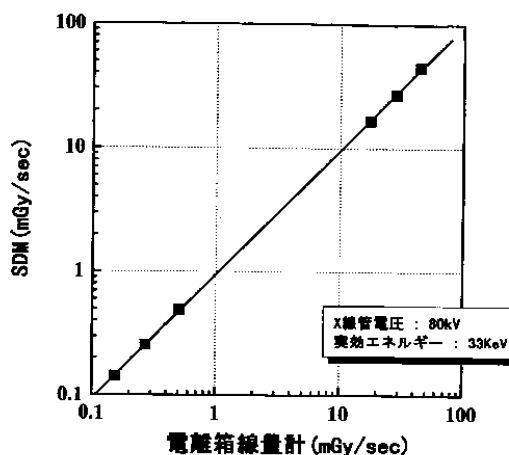


Fig. 7 SDMの線量率特性

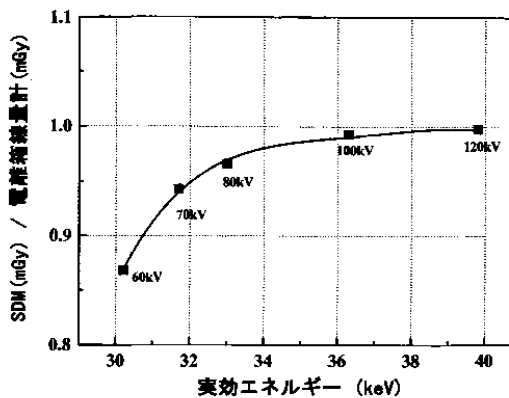


Fig. 8 SDMのエネルギー特性

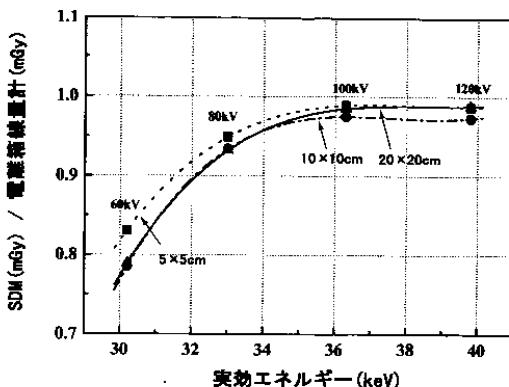


Fig. 9 SDMの後方散乱に対するレスポンス

労もなく精度の高い皮膚面での吸収線量が求まる。SDMは皮膚線量を測定する目的で開発されたこともあって、この分野で最も簡単に皮膚の吸収線量を測定できる線量計である。

皮膚面に検出器を貼り付けて測定する方法の問題点としては、当然のことだが検出器を貼り付け

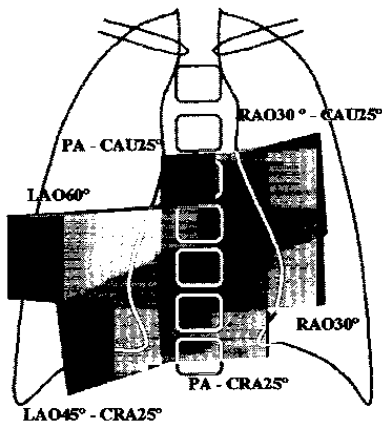


Fig. 10 冠動脈撮影における皮膚面へのX線入射分布

た位置以外の皮膚線量がわからないことである。心臓カテテル検査では、多方向から透視撮影が行われるために、X線は皮膚面の広範囲に入射し複雑に分布する (Fig. 10)。この様な場合、検出器を線量が最も高くなる照射野内に貼り付けないと、被曝線量が過小評価されてしまう部分が生じる。我々の臨床経験でもこのようなケースが見られた。

(3) NDD 法

NDD 法は、透視撮影条件、焦点皮膚間距離や総濾過の条件から表面入射線量を推定する方法である。この方法の最大の特長は線量計を持たない施設でも被曝線量を推定できることにある。

NDD表面線量換算法の基本的な換算式¹¹⁾を示す。

$$D(\text{mGy}) = 6.5 \times \text{kV}(f) \times \text{総濾過}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \times 0.88 \times 10^{-2}$$

D(mGy) : 三相全波装置による表面線量

6.5 : 定数

kV(f) : 管電圧補正係数

総濾過(f) : 総濾過補正係数

mAs : 管電流(mA) × 撮影時間(sec)

FSD(m) : 焦点皮膚間距離

0.88×10^{-2} : 吸収線量変換係数
(mR-mGy 変換係数)

Fig. 11 は、NDD 法で算出した値とモニター線量計の値を比較した一例である。計算に用いた撮影条件は実測値ではなくコントローラに表示された値を用いた。管電流 50mA 以上の撮影領域では、

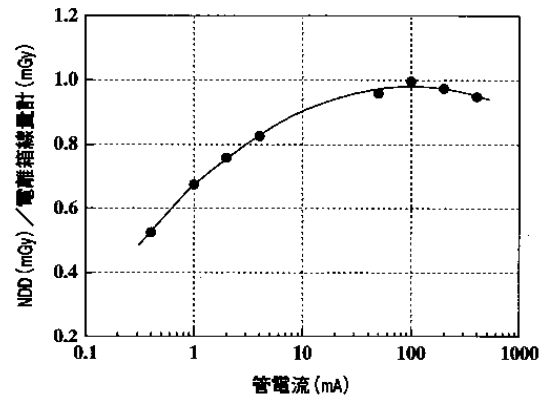


Fig. 11 NDD 法で算出した値とモニター線量計の値を比較した一例

モニター線量計との誤差が 10% 以内で良好な結果であったが、3mA 以下の透視領域では誤差が 20% 以上になってしまった。この X 線装置の調整状態が、透視領域の低電流側で悪かったことが考えられる。NDD 法で被曝線量を算出する場合、当然だが使用する X 線装置の管電圧、管電流等を実測または調整しておく必要がある。

NDD 法で被曝線量を算出するには、どうしても撮影条件と付加フィルタ等の情報が必要となる。各装置メーカーの現在の血管撮影装置で、どれだけの情報が表示されるかアンケート調査を行った (Table1)。外国メーカーでは検査後、撮影条件を一覧で表示できる機構があるが、国産の装置では画像の付随データとして見るか、RIS などと接続

Table 1 現在の血管撮影装置でどれだけの情報が表示されるかのアンケート調査 フィリップスのインテグリスH5000は面積線量計が標準装備 OP: オプション、○: 標準装備、△: 画像の付随データやRISとの接続などで可、×: できない

	面積線量計	条件から算出	条件の表示		付加フィルタ
			撮影条件	透視条件	
日立	OP	×	△	×	×
島津	OP	×	△	△	×
東芝	OP	×	△	×	△
GE	OP	OP	○	OP	×
フィリップス	OP	OP	OP	×	×
シーメンス	OP	OP	○	○	△

しないと一覧で表示することはできない。検査後に検査中の平均透視条件を表示できるのはシーメンスのみである。最近の装置では軟線除去用付加フィルターが自動的に挿入されるが、そのフィルターの材質や厚さを検査後に検索することができる装置はない。このような現状からNDD法で被曝線量を算出しようとする、検査中に撮影条件、幾何学的条件それに付加フィルタ等の条件をメモしておく必要があるが、この作業は非常に負担が大きく現実的ではない。

NDD法は線量計を持たない施設でも被曝線量を推定できるが、問題点としては諸条件の把握が難しいことである。血管撮影では撮影回数も多く、I.I.サイズによって条件の変動も大きいことから計算も大変である。血管撮影領域でNDD法を実用化するにはコンピュータとのオンライン化を進める必要があると考える。この点については、近畿大学の宇都氏¹²⁾や大阪大学の山口氏¹³⁾が技術学会で発表されていますので参考にさせていただきたい。

7. まとめ

- (1) 被検者の被曝線量は、皮膚面での吸収線量を測定するのが適切と考える。
- (2) SDMは簡単に皮膚の吸収線量を測定することができ実用的な線量計である。特に、同一部位での透視撮影が多い頭腹部検査に向いている。
- (3) 心臓カテーテル検査の様に多方向から透視撮影が行われる場合、広範囲の皮膚面で被曝線量を把握する必要があるが、現状では測定できる方法はなく今後の課題である。
- (4) 今回検討した測定方法は、それぞれ長所短所があるが、各測定法の特徴を理解した上で、それぞれの施設で出来ることから始めることをお勧めしたい。

参考文献

- 1) Shope TB. : Radiation-induced skin injuries from fluoroscopy. (1996). Center for Devices and Radiological Health, FDA. (URL : www.fda.gov/cdrh/rsnii.html)
- 2) Kuwayama N, Takaku A, Endo S, et al.: Radiation exposure in endovascular surgery of the

head and neck. AJNR, 15, 1801-1808, (1994).

- 3) 庄子正志 : 頭部血管内手術の現況 Interventional neuroradiology. 東北循環器撮影研究会誌, 5, 43-45, (1994).
- 4) 江口陽一 : よりよい撮影技術を求めて (その27)、IVRに必要なX線透視装置の性能. 日放技学誌, 52 (6), 780-782, (1996).
- 5) Food and Drug Administration. : Public health advisory : Avoidance of serious X-ray-induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures. September 30, 1994. Rocville, MD, Center for Devices and Radiological Health, FDA, (1994).
- 6) AAPM Report No.31 : Standardized methods for measuring diagnostic X-ray exposures. American Institute of Physics, New York, (1990).
- 7) 鈴木昇一 : 診療用X線検査時の患者被曝線量を知る方法、診療現場の問題点—線量測定的位置と単位について—, 日放技学誌, 53 (12), 1859-1861, (1997).
- 8) ICRP Publication 60 : 国際放射線防護委員会の1990年勧告. 日本アイソトープ協会, 東京, (1991).
- 9) 西谷源展 : デジタルX線画像の画質と被曝—X線計測における問題点—. 日放技学誌, 52 (11), 1579-1582, (1996).
- 10) 草間朋子 : あなたと患者のための放射線防護講座、10 医療領域で使われる放射線の量. INNERVISION, 10 (9), 114-116, (1995).
- 11) 森 剛彦、鈴木光昭、佐藤 齊 : X線診断領域における患者の皮膚入射線量簡易換算式—NDD法—. (社)茨城県放射線技師会、(社)茨城県放射線技術学会茨城支部 被曝低減委員会、(1996).
- 12) 宇都辰郎、水谷貴史、山田浩司他 : NDD簡易換算式を用いた心血管検査の被曝の推定. 日放技学誌, 52 (9), 1221, (1996).
- 13) 山口和也 : 診療用X線検査時の患者被曝線量を知る方法、診療現場の問題点—簡易換算式による被曝線量の推定—. 日放技学誌, 53 (12), 1853-1855, (1997).

座 長 集 約

滋賀医科大学医学部附属病院 横 田 豊

IVR (interventional radiology) のニーズとともに、近年の診断装置、機器、カテーテル、血管内治療機器、器材、等の質的發展をもって IVR 術例が増大してきている。循環器撮影部門では、総合画像診断が確立している現状においては従来の診断的検査から IVR が目的での血管撮影が主流になりつつある。

血管 IVR における被検者の X 線被曝の特徴は、限局した皮膚表在に集中して且つ長時間 X 線照射されることである。このことは、演者も述べているように 1994 年の FDA 勧告 (IVR 手技での連続 X 線による重大な患者皮膚傷害についての勧告) に至っている。また本発表では、医療被曝の正当性と防護の最適化の尺度として、被曝線量を測定し、造影撮影や IVR で被検者に照射した被曝線量を校正された線量計レベルで把握すべきことの必要性を挙げている。そのうえで、実際の循環器撮影領域におけるような透視撮影方向が逐一変化する場合を含めて、被検者の皮膚吸収線量を的確に求めるためには、いかなる方法が実用的であるかについて、多角的によく検討されている。その結果を要約すると、

[面積線量計] では、

- ◇線量率特性は低線量レベルから高線量レベルまでの直線性は良い。
- ◇エネルギー特性は実効エネルギー 30keV ~ 40keV (管電圧、60kV ~ 120kV) の範囲で 6% 以内。
- ◇線量値を求める際の、表示値/面積 (μ C/kg) の値がチェンバーの照射野面積に依存しない。
- ◆チェンバーを装着する X 線管装置の依存性も含めて、比較的校正誤差が大きい。
- ◆正確な皮膚吸収線量を求めるためには、X 線の入射皮膚面位置と照射野面積を知り、さらに、後方散乱係数、吸収線量換算係数を求めるうえで、現実的に困難である。

[SDM] では、

- ◇線量率特性は低線量レベルから高線量レベルまで直線性は非常に良く、さらに、校正された線量計との相関性も良い。
 - ◇エネルギー特性は実効エネルギー 30keV 付近 (管電圧、60kV) の低エネルギー帯域で校正線量計よりも、13%低い誤差を示すが、全体的にはほぼ良好である。
 - ◇検出部の後方散乱レスポンスについて、校正線量計で測定した空中照射線量に後方散乱係数、吸収線量換算係数を補正した値と比較して、相関性が良い。
 - ◇被検者の皮膚被曝線量測定が簡便で、測定値も校正線量値に近似している。
 - ◆測定方法が、皮膚面にセンサー (検出部) を貼りつけるため、心臓カテーテル検査のように、逐一、透視撮影方向が変化する場合は、センサーの位置依存性による誤差が生じる。
面積線量計と SDM のこれらの測定系では、共に低エネルギー帯域に誤差が大きい傾向がある。そして、この低エネルギー帯域が被検者皮膚被曝線量率をあげる影響が大きいので、よりこの部分の確かな校正の必要性がある。
また、照射線量のエネルギー補正のなかで通常は半価層を利用し、連続 X 線の実効エネルギー値で補正されているのが常識ではあるが、被検者の皮膚被曝低減のうちで、付加フィルタを使用したとき、フィルタを透過後皮膚面に入射する X 線エネルギースペクトル波形は、付加フィルタの材質によっては、著しく変化しているので吸収線量のエネルギー補正についても考慮していただき、さらなる今後の検討を期待します。
- [NDD 法] では、
- ◇NDD 法の利点は、線量計のない施設においても被曝線量が推定でき得る。
 - ◆撮影条件を実測値でなく、装置のコントローラ

表示値を用いた算出では、校正線量計と比較して、管電流が50mA以上においては、10%以内で良好であるが、3mA以下の低線量率の透視領域で20%以上の誤差を生じた。これはX線装置の調整不良と考える。

◆この換算法では、データテーブルに撮影条件、管電圧補正係数、総濾過補正係数、吸収線量変換係数、等の入力情報と同時に常時、X線装置の点検調整を行う必要があり、また、正確なデータテーブルへの入力情報が得られなければ現実的でなくなる。

以上のように今回の報告において、これらの測定方法は、全てをカバーできるものではない。

演者も使用経験から、各測定方法の特徴を理解し、それぞれの施設で出来ることから始めることを勧めると結論づけている。

さて、ここで現状から今後にかけて循環器撮影領域の被曝線量測定の意義を考えれば、次のよう

な段階に区分することができると思われる。

- ①多少にかかわらず診断的検査やIVRでうけた被曝量を記録し、或いは、被検者や医療従事者当事者にその各個人当て情報を開示すること。
- ②IVRのような限局した皮膚表在に長時間照射が見込まれるとき、積極的に種々の被曝低減対策を講じてその低減度が把握でき、確定的影響でのしきい線量をこえない確信がもてること。

①では、検査中の透視撮影方向が変化しても許容幅を設けて信頼度を高くする。

②では、とりわけFDAの勧告にあるような皮膚傷害をきたさない程度の線量値が設定目標できるので、必要画質を維持したうえでの被曝低減要因(X線紋り、パルス透視、不必要なI. I. ズームアップ、付加フィルタ、TVカメラ紋り、等など)を講じることで、多角的な防護管理が有効になる。

課 題 研 究

被検者被曝線量の実用的な測定方法

山形大学医学部附属病院
 弘前大学医学部附属病院
 秋田県成人病医療センター
 岩手医科大学附属循環器医療センター
 NTT東日本東北病院
 東北大学医学部附属病院
 福島県立医科大学附属病院

江口陽一
 木村均
 土佐鉄雄
 瀬川光一
 大久敏弘
 佐藤州彦
 久保田浩之

1. はじめに

前年度は、血管撮影領域で実用的な線量計と思われる面積線量計と米国マクマホン社製のリアルタイム積算皮膚線量計、それに透視撮影条件から計算で被曝線量を推定するNDD (Non Dosimeter Dosimetry) 表面線量簡易換算法¹⁾について、その特性の評価と問題点を整理した²⁾。

被検者の皮膚線量を測定する場合、精度の上から、面積線量計やリアルタイム積算皮膚線量計などを用いることが望ましいが、現状では、これらの線量計を所有している施設は極めて少ないと考えられる。そこで今年度は、線量計を持たない施設でも、被検者の皮膚線量を推定できるNDD法をさらに検討し、血管撮影領域で使い易いプログラムを開発することを目的とした。

2. 血管撮影領域でNDD法を用いて皮膚線量を推定するときの問題点

血管撮影領域でNDD法を用いて皮膚線量を推定する場合、いくつかの問題点が浮上した。それらを以下にまとめる。

2.1 NDD表面線量簡易換算法と皮膚吸収線量の差

NDD法は、Shallow型チェンバをMix-Dpファントムに埋め込んで線量を測定³⁾しているが、Shallow型チェンバは後方散乱に対する感度がほとんどないため、計算結果が後方散乱を十分に反映していないと考えられる(図1)。我々の測定結果でも、電離箱線量計の値から計算した皮膚線量とNDD法から算出した線量を比較した場合、NDD法が10~20%程度低い値を示した(図2)。

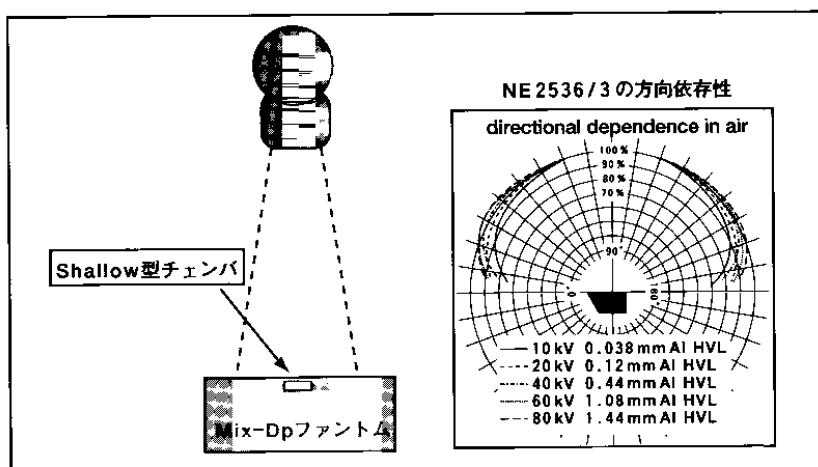


図1 NDD法のジオメトリとShallow型チェンバの方向依存性

2.2 短時間タイマと照射線量

シネ撮影やパルス透視などで用いられる数 msec のパルス X 線では、管電圧波形の立上がり立下り時の影響が大きくなり、10 msec 以上のパルス X 線より相対的照射線量が多くなる(図3)。

2.3 装置メーカーにより照射線量が異なる

同一透視撮影条件でも、装置メーカーで照射線量が異なる場合がある。また、同一機種でも調整状態で照射線量が異なる。

2.4 カテーテル寝台の吸収

表1に、5装置のカテーテル寝台の吸収率を示した。各寝台で吸収率が大きく異なっている。また、管電圧(線質)によっても吸収率は異なってくる(図4)。血管撮影装置はアンダーチューブ方式のため、カテーテル寝台の吸収を考慮に入れる必要がある。

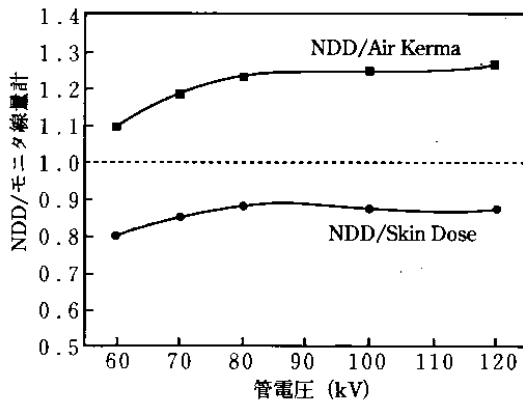


図2 NDD法から算出した値と、電離箱線量計の照射線量から算出した Air Kerma と皮膚吸収線量の比較

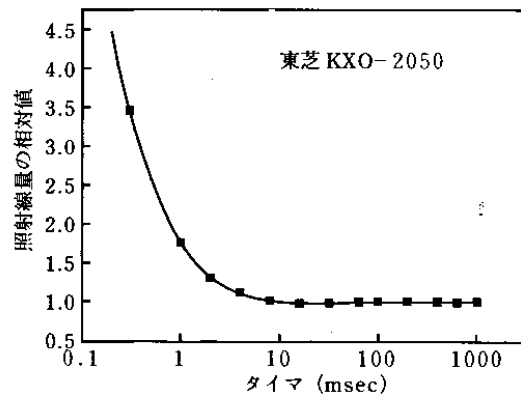


図3 1000 msec のパルス X 線を 1 とし、0.3 ~ 1000 msec までの照射線量の相対値

2.5 厚い付加フィルタを用いたときの計算

NDD法は、AlとCuの付加フィルタに計算が対応しているが、Alの総濾過で8.5 mmまでしかテーブルを持っていないため、0.3 mm以上のCuでは計算が出来ない。最近の血管撮影装置では、軟線をカットするために0.3 mm以上のCuが自動的に挿入される装置もあり、対策の必要性がある。

2.6 多方向から透視撮影が行われた場合の計算

心臓カテーテル検査では、多方向から透視撮影が行われるため、透視撮影条件と幾何学的配置の把握が難しい。また、X線が皮膚面の広範囲に照射するため、X線の入射位置と線量計算を難しくしている。

3. プログラムの開発

今回開発したプログラムは、基本的にNDD法を用いて皮膚線量を推定するが、2.で示したような問題点に対処するために、プログラムに次のような対応を行った。

3.1 X線装置ごとの補正係数を計算する

使用するX線装置で、2.1~2.5の問題点に

表1 5装置のカテーテル寝台の吸収率 (管電圧 80 kV)

装置	吸収率 (%)	備考
A	10.9	付加フィルタ (0.1 mm Cu)
B	14.3	
C	14.8	
D	23.2	
E	27.9	Angio-CT寝台

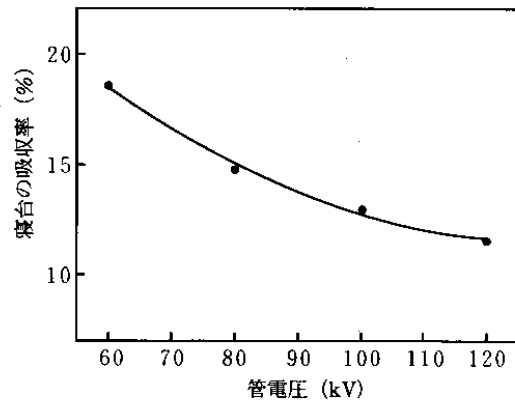


図4 管電圧とカテーテル寝台の吸収率の関係を示した一例

対処し、計算精度を向上させるために、X線装置ごとの補正を行なえるようにした。図5に示すような配置図で、臨床で一般的に用いられる条件下(よく用いられる管電圧、タイマ、付加フィルタ)で照射線量を測定し、照射線量、撮影条件、幾何学的条件を入力することにより、NDD法と比較し、そのX線装置の補正係数を自動的に計算するようにした。

照射線量から皮膚の吸収線量を求めるためには、X線の実効エネルギーと照射野サイズから後方散乱係数と吸収線量換算係数を求めて、照射線量に掛ける必要がある⁴⁻⁵⁾。後方散乱係数と吸収線量換算係数は臨床で使用される範囲では大きく異なることはないので、今回のプログラムでは、実効エネルギーを35 keVとし、照射野サイズは直径15 cmの円形照射野として計算した。その皮膚線量とNDD法から算出した値とを比較して、X線装置の補正係数を求めるようにしている。なお、補正係数は透視と撮影条件の二つを求めるようにしている。

今回の目的は、線量計を持たない施設でも皮膚線量を推定できるプログラムの開発であるが、計算精度向上のためにも可能ならば一度は補正係数を求めることをお勧めする。

3.2 厚い付加フィルタへの計算の対応

NDD法のデータを外挿してテーブルを拡張し、厚い付加フィルタに対応した。

3.3 多方向からの透視撮影された場合の照射部位と線量の計算

多方向から透視撮影されたときの照射部位と線

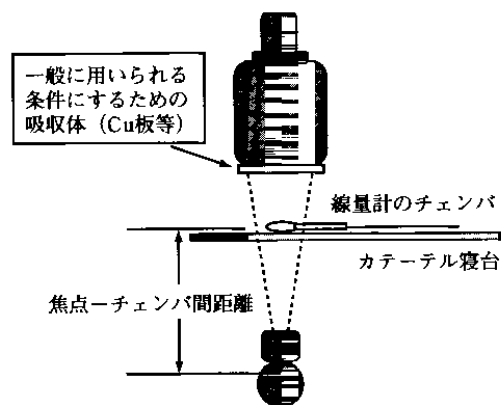


図5 装置の補正係数を測定するときの配置図

量計算は、グラフィック表示することで、照射部位と皮膚線量を推定するようにした。

本プログラムでは、X線束中心がかならず対象部位の中心部を通ると仮定し、幾何学的計算を行った。また、皮膚面はフラットな面として考えた。

図6に、本プログラムの計算の一例を示す。入力する項目は、カテーテル寝台から対象部位までの距離(b)、床からアイソセンタまでの距離(IcF)、平均的な床からカテーテル寝台までの距離(Ta)、それに入射角度(α)である。これらの条件より、焦点皮膚間距離($SSD = a + Ic$ ($Ta > IcF$), $a = |Ta - IcF| / \cos \alpha$)、X線入射位置($Xs = \tan \alpha \times b$)を計算する。これに、照射野情報(I.I.入力面での)を加え計算結果を検査部位のシェーマと共に表示するようにした。この例では、RAO-LAO方向のみの入力であるが、CRA-CAU方向に角度がついている場合も、計算が少し複雑になるが同様な方法で行なっている。

X線が皮膚面に対し斜入した場合の照射野形状は、円形照射野の場合は、直円錐を斜めに切った切断面と考えられる。その切断面は正確には楕円体ではないが、本プログラムでは、計算を簡単にするために楕円体として計算している。また、矩形照射野の場合は、角錐を斜めに切った切断面として計算できるが、矩形照射野は、Cアームが被検者に対し、どの方向からセットされたかにより、皮膚面での照射野形状が異なってくる。本プログラムでは、Cアームが被検者に対し、頭の真上からセットされた場合と、体の真横からセットされた場合にのみ計算が対応している。

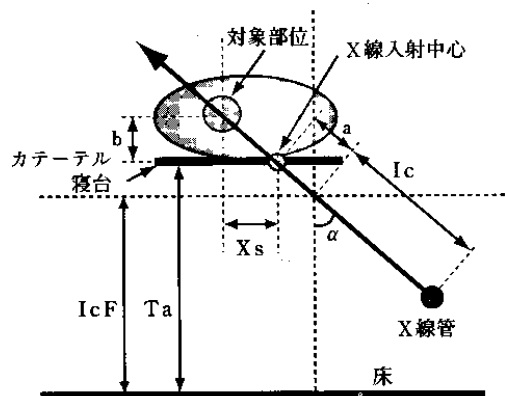


図6 X線入射点と焦点皮膚間距離の計算の一例

3.4 計算結果の例

図7に、計算結果の一例を示した。計算結果は照射部位と皮膚線量の値をグラフィックで表示する。また、皮膚線量を知りたい場所にマウスのポインタをもっていくと、その位置の皮膚線量を知ることができる。患者情報と計算結果はデータベースで管理しているため、必要な時に参照できる。なお、プログラムが走る環境は、Windows 95以上のDOS/Vマシンである。

4. 最後に

今回開発したプログラムは、透視撮影条件や幾何学的条件をすべて人の手で入力しなければならず、煩雑な面も多くあるが、線量計を持たない施設でも、被検者のおおよその皮膚線量を知ることができると思う。この皮膚線量の推定値から、各施設での被検者の皮膚線量の現状把握と、防護の最適化に役立っていただければ幸いである。

なお、プログラムは本研究会の推進母体である各研究会に、プログラムを書き込んだCD-ROMを配布した。

参考文献

- 1) 森 剛彦、村田勉、村田正夫、他：X線診断領域における患者の皮膚入射線量簡易換算式-NDD法-、(社)茨城県放射線技師会、(社)茨城県放射線技術学会茨城支部 被曝低減委員会、1996
- 2) 江口陽一、木村 均、土佐鉄雄、他：被検者被曝線量の実用的な測定方法、全国循環器撮影研究会誌、11、34-39、1998
- 3) 森 剛彦、岡本治夫、村田勉、他：X線診断領域の表面線量測定簡易換算法、日本放射線技師会雑誌、33(1)、13-28、1986
- 4) 鈴木昇一：診療用X線検査時の患者被曝線量を知る方法、診療現場の問題点-線量測定的位置と単位について-、日放技学誌、53(12)、1859-1861、1997
- 5) 西谷源展：デジタルX線画像の画質と被曝-X線計測における問題点-、日放技学誌、52(11)、1579-1582、1996

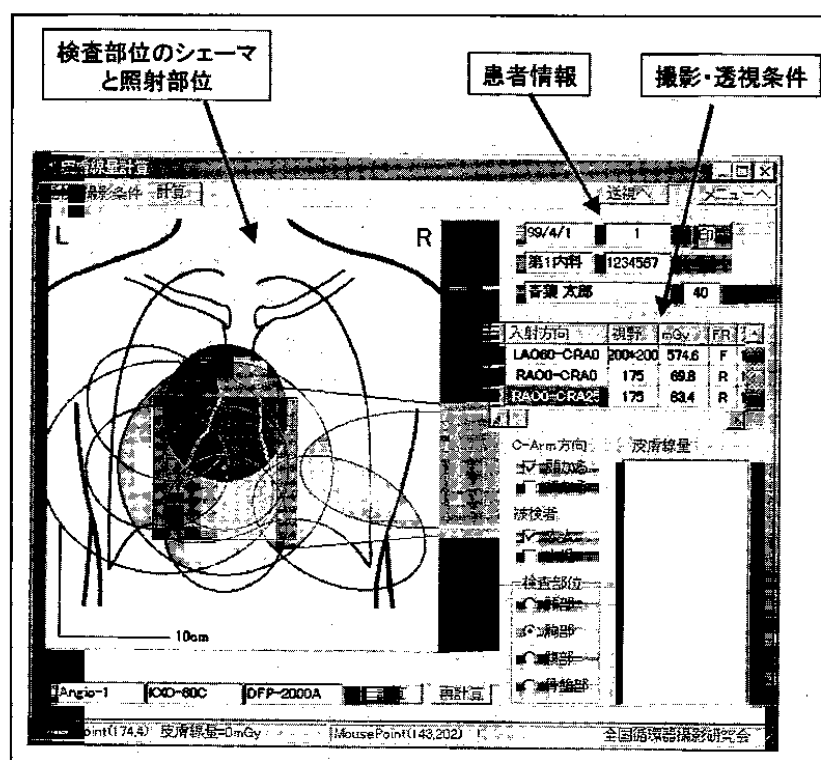


図7 本プログラムでの計算結果

課 題 研 究

座 長 集 約

東京女子医科大学病院 福原幸規

このセッションは課題研究発表として「被検者被曝線量の実用的な測定方法」について2年間に亘り研究・検討された内容の報告である。

前年度の研究報告では、被曝線量を測定する為の問題点の整理と実用的な測定法の検討を行っている。被検者の被曝線量を知るためには、皮膚面での吸収線量を評価するのが適切であると述べている。また、実際の線量測定においては、面積線量計とリアルタイム積算皮膚線量計を用いた測定法と、透視撮影条件から計算で被曝線量を推定するNDD表面線量簡易換算法を用いた測定法があげられ、それらの測定法についての評価や問題点の検討が報告された。

今年度の研究報告では、被検者の皮膚線量を測定する場合において精度の上では面積線量計とリアルタイム積算皮膚線量計を用いることが望ましいとしながら、「線量計のない施設においても被検者の被曝線量を推定できる」という利点を持つNDD法について、さらなる検討がなされている。

NDD法は「患者の表面入射線量を推定するために、入射線量を左右する諸因子(管電圧、mAs、総濾過、焦点皮膚間距離、装置)について一定の値で正規化・係数化して、表面線量推定式を導いた方法」で基本的な換算式は下記の通りである。

$$D(\text{mGy}) = 6.5 \times \text{kV}(f) \times \text{総濾過}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \times 0.88 \times 10^{-2}$$

- D (mGy) : 三相全波装置による表面線量
- 6.5 : 定数
- kV (f) : 管電圧補正係数
- 総濾過 (f) : 総濾過補正係数
- mAs : 管電流(mA)×撮影時間(sec)
- FSD : 焦点皮膚間距離
- 0.88×10^{-2} : 吸収線量変換係数
(mR - mGy 変換係数)

NDD法を用いる為の問題として諸条件を把握することが難しく、特に循環器領域の検査では多

方向からの撮影が行なわれる為、幾何学的な配置が変わってしまい計算が困難である。また、血管撮影領域ではNDD法使用時の問題点として、

- NDD法と皮膚吸収線量の差
- 短時間タイマーと照射線量
- 装置メーカーによる照射線量の差
- カテーテル寝台の吸収
- 厚い付加フィルタを用いた時の総濾過をあげている。

これらの問題点については、従来のNDD法から計算で求めた値に、X線装置ごとに求めた補正係数を用いて解決している。補正係数は、臨床で一般的に用いられる条件下での皮膚線量の測定を行い、NDD法にて計算した値との比較から求めている。この時、補正係数は透視と撮影時に分けて求めている。「線量計のない施設においても被検者の被曝線量を推定する事」を目的としながらも、測定精度の向上の為には、一度は装置メーカー等において線量計を借りて補正係数を求めることを勧めている。

多方向からの撮影による幾何学的な配置の問題については、プログラム化することによって解決している。入力項目を、カテーテル寝台から対象部位までの距離、床からアイソセンタまでの距離、平均的な床からのカテーテル寝台までの距離、入射角度の4項目とし、計算によって皮膚線量を推定できるように作られている。得られた結果は、検査部位のシェーマと共に照射部位がグラフィック表示される。また、患者情報と計算結果はデータベースで管理できるように作られている。手入力が多く煩雑と演者は述べているが、複雑な諸因子を上手く処理されていると思う。後は、装置メーカーによって、撮影時の幾何学的配置も含めた条件を信号として送れるインターフェースができるのを期待したい。

近年、特に循環器領域における被曝線量の軽減については検討される機会が多くあり、そのために被検者の被曝線量の測定方法は重要な意味を持ちます。

今回紹介されたプログラムを用いることで、線量計のない施設においても被検者のおおよその被曝線量を把握することが可能です。これは、被検者はもとより、検査に携わる医療従事者に対してもその検査に伴う被曝の具体的な量を認識させる

ことが出来るということです。その得られた情報から「放射線の人体への影響」について考え、また、各個人が被曝量に対して関心を持ち、被曝低減に結び付けてほしいと思います。

最後に、2年間課題研究発表に取り組んで頂いた演者とそのグループの方々、このセッションに参加された会員各位に御礼申し上げます。