

FPD の被ばく低減についての検討

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 市田隆雄

1 目的

われわれの施設では、日立メディコと flat panel detector (FPD) 使用に関する共同研究締結のもと、2001 年から試験機に FPD を搭載して物理および臨床的検討に臨んできた^{1, 2)}。その後、その検討結果を一定に踏まえた改良の施された汎用機 (PARTIRE) の販売が開始される。2002 年、汎用機導入の機会を得て、試験機と並行しての使用経験を得るに至り、引き続き各種検討を重ねる経過を辿った^{3, 4)}。その途中、臨床トライアルとして低線量モード型 FPD の試用も経験した。本稿では、優れる物理特性のもとで効果を齎した被ばく低減について報告する。一部、造影条件についても報告する。

2 使用機器

多目的 X 線 TV 装置	: Prius C (日立メディコ株式会社)
FPD	: PaxScan4030A (Varian Medical Systems)
血管撮影装置	: PARTIRE (日立メディコ株式会社)
FPD	: PaxScan4030A 改良型 (Varian Medical Systems)
FPD	: PaxScan4030A 低線量モード型 (Varian Medical Systems)

3 検討方法

以下の 5 項目、1) FPD および I.I. 装置の撮影条件の比較、2) FPD 装置での回転 DSA、3) 大型矩形視野が作用しての効果、4) 低線量モード型 FPD での臨床画像、5) 頭部領域で物理特性が作用しての造影条件、の検討を行った。経験的解釈が多分に作用する臨床であるが、出来る限り根拠に準じる検討に努めた⁵⁾。

3-1 撮影条件の比較

照射録から FPD 導入前後の撮影条件を調査した。当施設では FPD 装置を使用するにあたっては、2002 年の汎用機導入当初、FPD の搭載が間に合わず、I.I. を搭載しての装置使用が始まった。この間約 8 ヶ月の経過があって FPD が搭載された。このため 2002 年前後における X 線検出器は旧 I.I.、新 I.I.、FPD である。

3-1-1 調査期間、対象

調査は 3 種類の検出器の使用期間に加え、FPD の使用開始 2 年後の期間を加えた。つまり旧 I.I.、新 I.I.、FPD、使用 2 年経過の FPD の 4 種類が対象である (Fig.1)。前段の 1 者と、後段の 3 者では X 線発生器等の制御系が異なる。I.I. は共に浜松フォトニクス社製の 2 次蛍光面 60mm である⁶⁾。旧 I.I. は約 3 年の経時劣化、および年間約 400 例の頭腹部 IVR を中心とする使用劣化を有する 12inch サイズ I.I. である。新 I.I. は新品の 16inch サイズ I.I. である。FPD はおのこの同一であるが新品での期間と使用後 2 年の期間となる。その使用頻度は I.I. 同様、年間約 400 例である。調査期間内で 100 例を選択

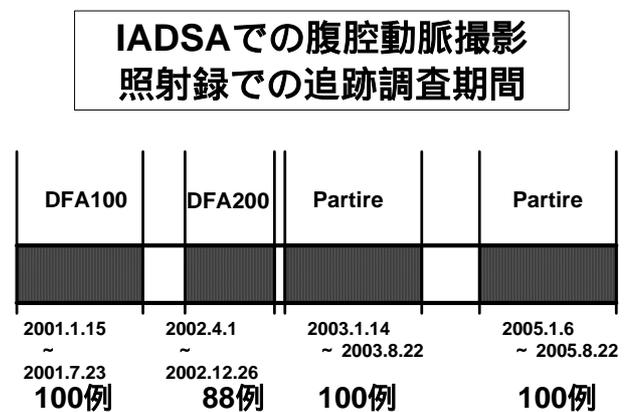


Fig.1 IADSAでの腹腔動脈撮影，照射録での追跡調査期間

して平均化した。新 I.I. の期間に限り、装置の試験時期等の混在で臨床例が 88 例に限られた。おのおのの期間で調査する撮影対象は intra arterial digital subtraction angiography (IADSA) での腹腔動脈撮影である。

3-1-2 腹腔動脈撮影の環境、条件

当施設での腹腔動脈撮影は全例において撮影視野を同一としている。I.I. は 12inch 視野、FPD は最大視野である。但し、撮影時の幾何学的条件は不定かで、患者体厚にも個体差を有する。当然ながら手技する術者は特定されず、対応する技師も同様である。しかしながら調査該当期間の手技施行の医師陣は同グループであり、技師も同様である。われわれの施設では透視時と撮影時において、特別な操作を加えることなく検出器を患者体表に近接させることを厳守している。一方、撮影寝台、寝台付設の操作卓等は、新旧装置において全くの同仕様で、術者の手技、技師の撮影手技に変化を来たす因子はない。そこで任意に照射録を収集することで、前記に挙げた不均一性が一定内に止まると仮想した。

3-2 回転 DSA での撮影線量、臨床像

頭部領域の FPD による回転 DSA、初回から 14 回までの撮影条件の推移を示し、そのもとの臨床像を検討する。参考までに造影条件も示す。

3-2-1 初回条件を決めた経緯、14 回までの変遷

初回の設定は、日立メディコ技術研究所におけるファントムを撮影する実験において良好な撮影が得られ、かつ臨床機でも同様の撮影を重ねた検討のもと決定した。一般的に報告されている撮影線量より低位の設定だが、優れる物理特性¹⁾、および通常 DSA にて良好な撮影像を現認³⁾できていることを根拠とし、第 1 例目の撮影条件が承認された。その後、臨床像を観察し、より撮影線量を低減できる可能性を認め、14 回の経過を辿った。電圧値は 100kV 一定、電流値は 400mA、320mA、250mA、撮影時間は 5msec、4msec と相互に変化させた。撮影距離は 130cm である。

3-2-2 臨床像の検討

臨床像を評価するために、経験した 14 例の眼動脈、中大脳動脈 M1 領域の刺通枝に着目した。回転 DSA での three-dimensional images(3D 像)が通常 DSA に比較して、“良い”、“普通”、“粗い”の 3 段階で描出能を評価した。評価は経験年数 25 年の脳神経外科医による。

3-3 大型矩形視野が作用しての効果

FPD は 40×30cm で、C-arm への設置箇所を支点軸に 90° 回旋可能である。これにより撮影目的に応じて広い視野長径(40cm)を、縦または横に変換できる。

3-4 低線量モード型 FPD での臨床画像

通常の改良型 FPD に対して、FPD は同一仕様であるが、画像収集のアナログゲインを変更した低線量モード型 FPD を試用した。この双方の FPD にて同じ患者で、撮影時の幾何学的条件、電圧値、撮影時間を同一とし、電流値を変化させて撮影を行った。

3-5 頭部領域で物理特性が作用しての造影条件

通常の IADSA および回転 DSA における造影剤量の減量について検討した。注入量に寄与する回転

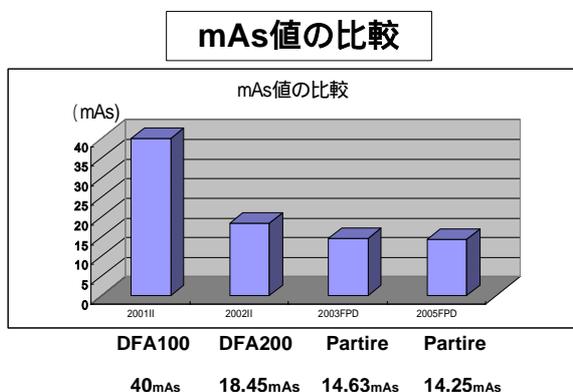


Fig.2 mAs値の比較

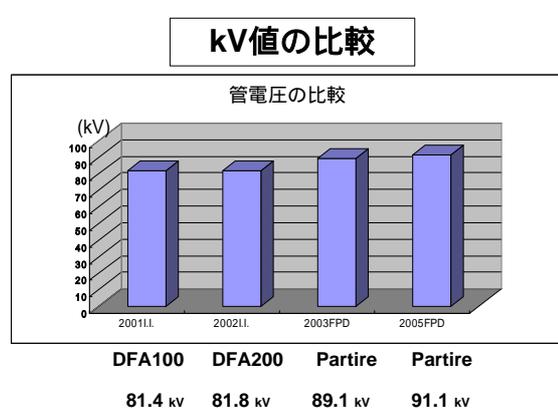
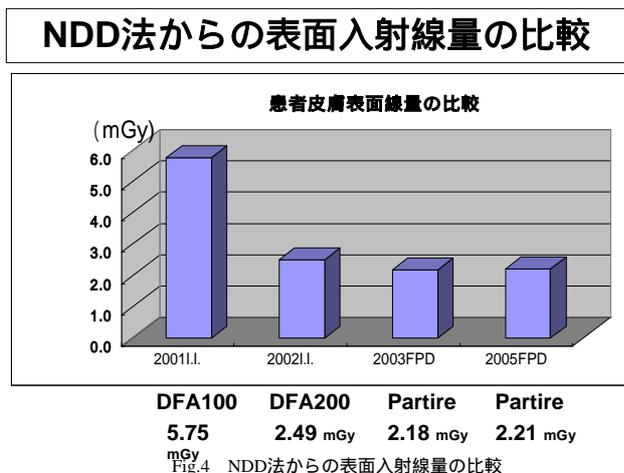


Fig.3 kV値の比較

DSA 条件は、回転角度 220° 画像収集角度 200° 回転速度 40°/sec の 5 秒間の撮影である。



脳血管の経験症例における撮影条件と造影条件

症例数	血管	撮影条件 (kV / mA / msec)	注入量 (ml)	注入率 (ml/sec)
1	R-ICA	100 / 320 / 5	18.9	2.7
2	L-ICA	100 / 320 / 5	17	2.5
3	R-ICA	100 / 320 / 5	14	2.3
4	R-ICA	100 / 320 / 5	14	2.3
5	R-ICA	100 / 400 / 5		
6	L-ICA	100 / 250 / 5		
7	R-ICA	100 / 320 / 4		
8	L-ICA	100 / 320 / 4		
9	R-ICA	100 / 250 / 4		
10	R-ICA	100 / 320 / 4		
11	L-ICA	100 / 320 / 4		
12	R-ICA	100 / 250 / 4		
13	L-CCA	100 / 320 / 4		
14	L-CCA	100 / 250 / 4	15	2.5

Fig.5 脳血管の経験症例における撮影条件と造影条件

4 結果

4-1 一定期間の照射録における撮影条件の比較

おのこの期間での撮影条件として、mAs 値、電圧値の平均値を示す (Fig.2、3)。旧 I.I. は撮影時間が 200msec の一律であり、電流値も 200mA 一定としていたため 40mAs である。新装置以降は、透視条件から撮影条件を反映させるオート機構を採用していたのでおのこので変化が生じ、低下する傾向を示した。電圧値は旧 I.I.、新 I.I. 共に 80 kV 過ぎであったが、FPD では約 10kV 高い 90 kV 前後であった。

また NDD 法⁷⁾ から推定する表面入射線量の平均値を示す (Fig.4)。FPD と比較して旧 I.I. は 72%、新 I.I. は 12% の低減が観察された。2 年間の FPD 使用前後では入射線量に殆ど差異を認めなかった。

4-2 回転 DSA での撮影線量、臨床像

初回から 14 回までの撮影条件の推移を示す (Fig.5)。14 回まで経験後、通常の撮影条件は電圧 100kV、電流 320mA、撮影時間 4msec とした。造影条件については 4-5 で記述する。

描出能について 3 段階評価を示す (Fig.6、7)。眼動脈は半数が互角ないしは優れるとなり、M1 刺通枝は 3D 像がやや低位な評価となったが、同等以上の場合もあった。臨床像の一例を比較供覧する (Fig.8、9)。眼動脈は同等だが、M1 刺通枝は太く描出される傾向を認めた。

4-3 大型矩形視野が作用しての効果

IADSA にて腹腔動脈撮影の際、矩形の長径を横に配置することで、肝臓の左右全体、脾臓まで撮影できる (Fig.10)。また縦に配置すれば上腸間膜動脈撮影の際、上腸間膜静脈からの還流、門脈像の撮影まで追認できる (呼吸停止が維持できれば)。これらは、撮影範囲の不足で 2 度にわたる撮影を回避できることを意味し、I.I. 撮影に比べての被ばく低減が示唆できる。

経験症例における眼動脈の描出能評価

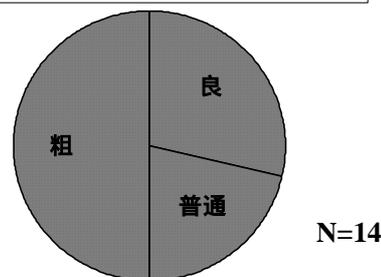


Fig.6 眼動脈の描出能の評価

経験症例における M1 刺通枝の描出能評価

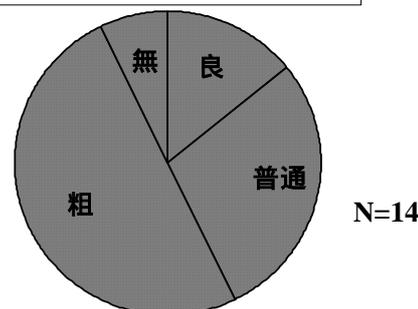


Fig.7 M1刺通枝の描出能の評価

FPDの被ばく低減についての検討

また当施設では arteriosclerosis obliterans (ASO) の診断、経過観察目的に intra venous digital subtraction angiography (IVDSA) で骨盤から下肢の血管撮影を施行する。従来、I.I.では4~5回の撮影が必要であったが、FPDでは矩形視野であるため隣接する撮影領域間の連続性に優れ、I.I.の円形視野に比べ円滑に整合できる要因もあり3回の撮影で同等が果たせた(Fig.11)。長径40cm、視野面積がI.I. 12inch 視野と比べ1.69倍という広い矩形が好影響を齎した。隣接する撮影領域間で重複する箇所が減り、被ばく低減が示唆できる。

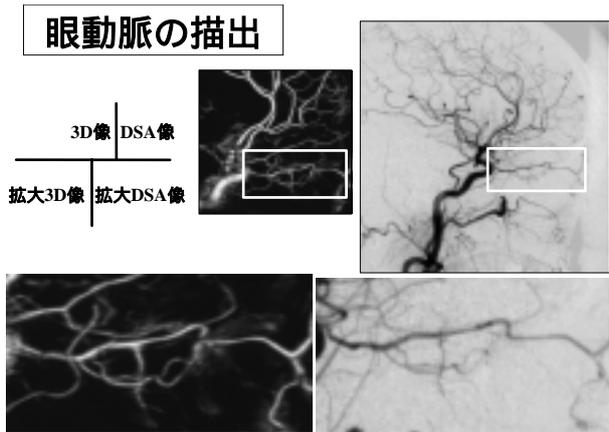


Fig.8 眼動脈の描出

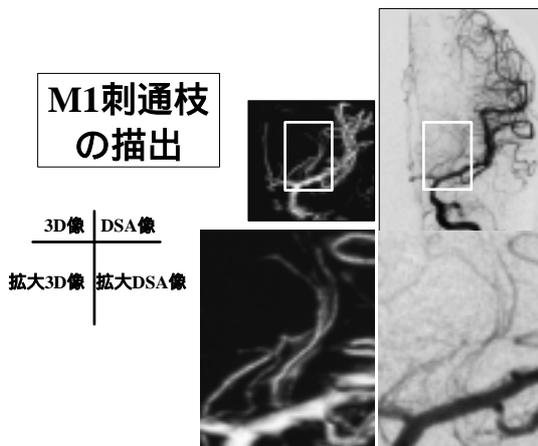


Fig.9 M1刺通枝の描出

横向きにFPDを配置する利点

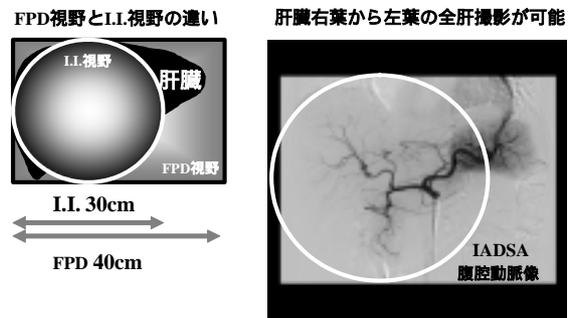


Fig.10 横向きにFPDを配置する利点

縦向きにFPDを配置する利点

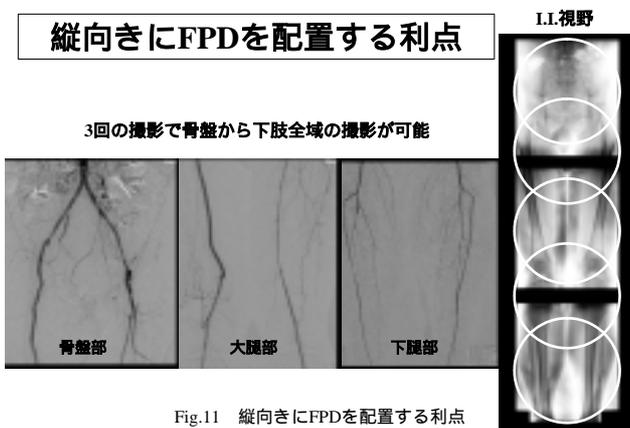


Fig.11 縦向きにFPDを配置する利点

低線量モード型FPDでの腹腔動脈撮影

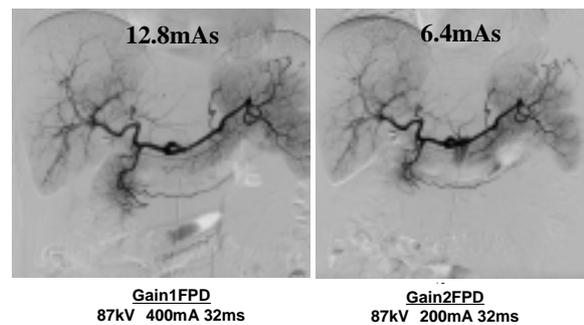


Fig.12 低線量モード型FPDでの腹腔動脈撮影

低線量モード型FPDでの右肝動脈撮影

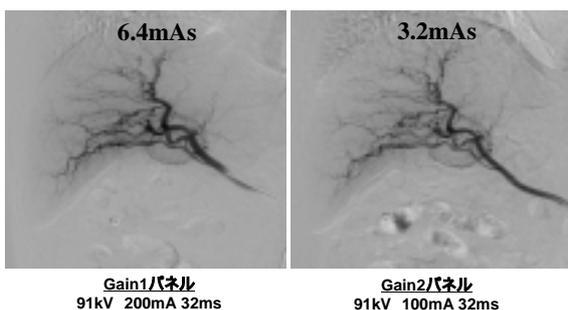


Fig.13 低線量モード型FPDでの右肝動脈撮影

脳血管における2D-DSAの造影剤注入条件の推移

I.I.によるDSA撮影
 総頸動脈：12ml, 9ml/sec または 13ml, 10ml/sec
 内頸動脈：8ml, 6ml/sec または 9ml, 7ml/sec
 (ヨード濃度300造影剤)

↓

FPDによるDSA撮影
 総頸動脈：7ml, 5ml/sec
 内頸動脈：6ml, 4ml/sec

Fig.14 脳血管における2D-DSAの造影剤注入条件の推移

4-4 低線量モード型 FPD での臨床画像

通常の改良型 FPD、低線量モード型 FPD での臨床像を比較供覧する (Fig.12、13)。低線量モード型 FPD では、電流値を変化させ撮影線量を 1/2 に低減させた。

腹腔動脈撮影は mAs 値が 12.8mAs および 6.4 mAs、右肝動脈撮影像も同様、6.4 mAs および 3.2 mAs である。腹腔動脈撮影像では双方で差異をさほど認めることができない。ところが右肝動脈撮影像では 6.4 mAs に比べ 3.2 mAs の画質劣化が著明である。

4-5 頭部領域で物理特性が作用しての造影条件

IADSA で段階的に臨んだ造影剤減量の結果を示す (Fig.14)。従来、当施設での総頸動脈撮影は総量 12~13ml、注入率 9~10ml/sec、同様に内頸動脈撮影は 8~9ml、6~7ml/sec であった。その後、段階的に減量させ、現在の総頸動脈撮影は 7ml、5ml/sec、内頸動脈撮影は 6ml、4ml/sec である。仮に両側の総頸動脈撮影、内頸動脈撮影を撮影した場合を想定すると、従前は総量 42~46ml 必要であったが、26ml となり約 40%の減量ができている。

ところで回転 DSA では、既に IADSA で減量効果を現認できていたので、その初回から減量に務めた (Fig.5)。内頸動脈の回転 DSA において、初回の造影条件は総量 18.9ml、注入率 2.7ml/sec とした。そして段階的に減量し、すぐさま 14ml、2.3ml/sec 程度となった。現在は 10~12ml、2.1~2.2ml/sec である。

5 考察

新旧 I.I. 共で、撮影条件に大きな違いを認められたのは、旧 I.I. では経年および使用劣化が著しいと考える。このタイプの I.I. は二次蛍光面が 60mm と大きいため⁶⁾、従来の 20mm 程度の I.I. に比較して、撮影線量を要する。メーカーへの聞き取り調査で認証を得ることはできなかったが、新旧 I.I. の視野サイズの違いによる性能差、新 I.I. において一次および二次蛍光面の改良、等の理由も推察される。ところで FPD では 2 年の使用前後に撮影条件に殆ど差異を認めなかった。これは 2 年の使用および時間経過で劣化がないことを現認したことに等しい。FPD の劣化について、メーカーより示されていた見識“基本的に劣化はない”が肯定できた。

FPD と I.I. の撮影線量の違いについて通念的認識を得るために、参考資料として当施設に既設の 2 台の I.I. 装置と FPD 装置との DSA 撮影時の撮影線量を示す (Fig.15)。おのおの実際の臨床で使用している装置である。アクリルを用いた実験データであるが、FPD は I.I. に比べ約 1/2 の撮影線量である。

脳血管での回転 DSA の撮影条件は、経験的解釈が一部に含まれたが、優れる物理特性を根拠として低減できると推考した。Fig.6 の条件下のもと得た撮影像について、主観的評価であったが診断に十分に耐えうるとされ、低減した撮影条件および減量した造影条件の正当性を得たと考える。

次に、大型 FPD の効果は、撮影視野が広く矩形であることが起因しての有効性を示すことができた。撮影回数の減少は、被ばく低減のみならず、造影剤注入量の低減を図ることもでき、臨床上的有効性は明らかである。

また FPD は薄型で体積が小さいことも好影響を齎す。通常、血管撮影での術者は手技に際して常に被検者の体幹に対しており、X 線検出器が目前に配置される環境となる。つまり I.I. が常

9inch 視野での DSA 撮影被ばく線量

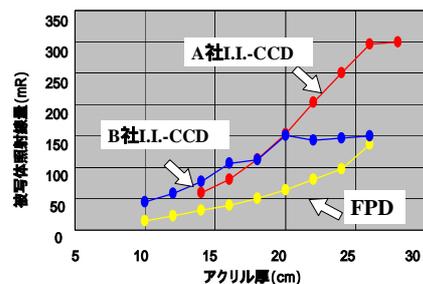


Fig.15 9inch 視野での DSA 撮影被ばく線量

FPD 使用のもとでの TIPS の手技風景



Fig.16 FPD 使用のもとでの TIPS の手技風景

に大型円柱体として術者の視界を閉ざす。様々な穿刺部位にて手技が求められる昨今では、I.I.が術者のモニター観察に支障を及ぼす場合があった⁸⁾。ところが薄型の FPD であると目前はCアームの支柱のみで、視界は閉ざされない (Fig.16)。例えば TIPS において術者は、手技が頸部からとなるため不自然な姿勢でのモニター観察であったが、FPD のもとでは円滑な観察ができた⁹⁾。これは単に円滑なモニター観察を可能にただけでなく術者の被ばく低減も導く。この意味は、術者は従前の I.I. では体勢を前かがみに屈曲させるため (Fig.17) 放射線感受性の高い水晶体、頸部がアイソセンタに近づく (Fig.18)。しかしながら FPD での術者体勢は通常の背筋を伸ばした立位が保たれる。つまり手技遂行のために余儀なくされていた被ばくを低減できる。このような術者の環境整備は、より円滑な手技進行を誘導しているとも考えられ、手技の時間短縮、合併症併発の可及的な抑制への連携も期待できる。

低線量モード型 FPD のトライアル試用では、更なる被ばく低減の可能性を認めた。通常の改良型 FPD との比較で、腹腔動脈撮影像では mAs 値を 1/2 にしたにもかかわらず有意と思われる差異はなかった。右肝動脈撮影像では明らかに画質低下したが、これを臨床上での不可と言及するには早急と考える。昨今の血管撮影では確定診断に CT を多用するのが現状である。透視、撮影は CT での診断情報を追認する過程で用いられる。IVR を完遂する過程で、臨床上の要求を満たす画像および被ばく増減、双方の調和を図る思考^{10、11)}が重要と思われ、被ばく低減のための判断が必要と考える。つまり撮影線量 3.2 mAs の設定に検討の余地を残すと推考できる。仮にこのような大幅な低減が認められれば、近年、問題視がされ検討が求められている IVR の患者被ばく^{12、13)}に極めて有効に作用するであろう。

FPD の物理特性は極めて良好であり^{1、4)}、粒状性に注目するとその優位性は際立つ。これは“撮影線量を減らして、粒状性を劣化することができる”ことを推察させる。つまり仮に I.I. と同程度の粒状性が臨床上要求されると仮定するならば、優れる粒状性を劣化させ、I.I. と等しくなるまで撮影線量を低減できると解釈できる。撮影線量の低減を可能にしている現状はこの解釈を肯定させるのかもしれない。このような一考察であるが、学会レベルの班活動¹³⁾のようなもと客観的評価がされることに期待したい。

ところで、優れる粒状性を別の観点で引用すると“低濃度の造影像で画像強調を図り、I.I. と同程度の粒状性に劣化させても容認できる”とも推察させる。この意味は、FPD の画像における弱い信号 (造影濃度の低い信号) では、I.I. の場合に比べ画像強調をより強く図れる根拠を示している。つまりは造影剤量の減量の可能性を示唆しており、希薄な造影効果でも画像強調を図ることで、より適切な観察画像が表示できると解釈できる。この論理に従い、頭部領域では少量ずつ減量し、結果、従前に比べ大幅な減量を達成した。この行程で導かれた現行であるが、本来ならより根拠の有する検証をしたいが⁵⁾、明らかな造影剤減量の有効性が認められた現況、試験的行為が不可能となっており、経過的な報告に限る。また当施設では ASO に対する診断に、その診断能、侵襲性の双方の考慮のもと通常的に IVDSA が施行される。造影効果が低いにもかかわらず診断に耐えうる撮影が機能している証といえる。これも従来以上の画像強調を可能にした効果と考える。FPD について、より定性的評価が可能になれば、診断能を保障する客観性が増し、より広い診断領域での活用も期待されるであろう。

TIPSでの苦痛な術者姿勢

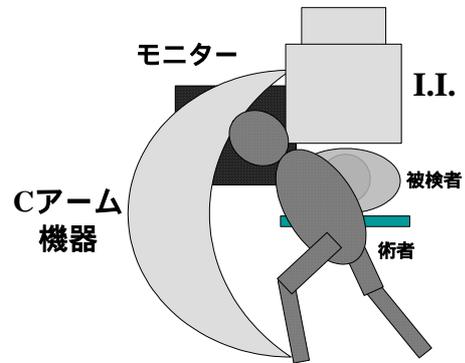


Fig.17 TIPSでの苦痛な術者姿勢

TIPSでの術者被ばく

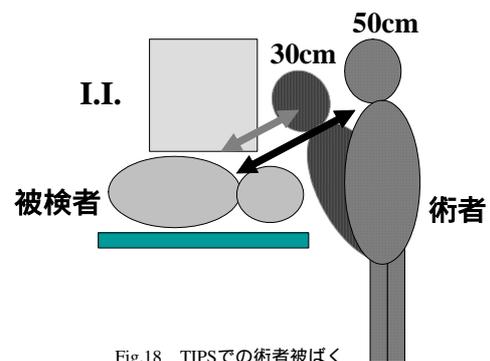


Fig.18 TIPSでの術者被ばく

6 結論

FPD の優れる粒状特性は、撮影線量の低減を可能とする根拠と考察した。またこの要因はデジタル画像での画像強調を利用することで、低い造影濃度を容認できる根拠とも考察した。ところで IADSA の撮影線量について照射録から被ばく低減できていることを検証できた。また IVDSA、回転 DSA でも被ばく低減が確認できた。FPD のゲイン変更で更なる低減の可能性も示唆できた。撮影時の造影条件は、総量、注入率においての減量が図れた。おのおの患者負担が軽減できる要因として極めて有効と考えられる。

参考文献

- 1) 奥迫謙治、庄垣雅史、横山貢治、他：FPD 搭載型血管造影装置の臨床検討 医学物理、22(4)、255-263、(2002)。
- 2) 中村健治、田中佐織、松岡利幸、他：IVR 血管造影検査における FPD の臨床的有用性と将来展望。MEDIX、36、19-22、(2002)。
- 3) 市田隆雄、奥迫謙治、横山貢治、他：FPD 搭載血管造影装置における臨床画像の検討。日放技学誌、60(8)、1143-1152、(2004)。
- 4) 市田隆雄：ワークショップ「循環器・透視用フラットパネルディテクタ」、FPD の臨床経験、全国循環器撮影研究会誌、17、45-51、(2005)。
- 5) 市田隆雄：教育講座 -EBM 手法に基づく放射線技術-、血管撮影の Evidence Based Medicine(EBM) を考えてみる。日放技学誌、61(3)、335-343、(2005)。
- 6) 遠藤哲郎：高解像度リアルタイム DR 対応 12 インチ高精細 X 線イメージインテンシファイア V3733P の開発。映像情報 Medical、23(15)、854-858、(1991)。
- 7) 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 - 茨城県放射線技師会 茨城県放射線技術学会茨城支部 被ばく低減委員会、(1996)。
- 8) 市田隆雄：血管撮影に臨む私達の思考、そしてその実践方法 -より良い工夫を導くために-。東北循環器撮影研究会誌、14、31-38、(2003)。
- 9) 市田隆雄、細貝実、横山貢治、他：IVR 室における新しいモニタの構築 -CRT から LCD への切り換え-。日放技学誌、60(9)、1308-1315、(2004)。
- 10) 大塚昭義、東田善治、石田正光、他：デジタル X 線画像の最適化 -被ばく線量の観点から-。日放技学誌、49(12)、2022-2051、(1993)。
- 11) 長島宏幸、佐野芳和、池長総、他：子宮卵管造影における患者皮膚線量と画質の最適化。日放技学誌、57(12)、1562-1569、(2001)。
- 12) 石口恒男：放射線診療における被ばく IVR の被ばくとその対策 放射線科医の立場から - 日本医放会誌、62(7)、356-361、(2002)。
- 13) 水谷宏、梅津芳幸、江口陽一、他：IVR における患者被ばく線量の測定と防護に関する研究班報告。日放技学誌、59(3)、369-381、(2003)。

図表の説明

Fig.1 IADSA での腹腔動脈撮影、照射録での追跡調査期間

IADSA での腹腔動脈撮影の撮影条件について、X 線検出器が旧 I.I.、新 I.I.、新 FPD、使用 2 年経過の FPD の 4 種類において、おのおのの期間で照射録から追跡調査を行った。

Fig.2 mAs 値の比較

IADSA での腹腔動脈撮影の撮影条件について、おのおのの調査期間にける X 線検出器の違いでの mAs 値の平均を示す。

Fig.3 kV 値の比較

IADSA での腹腔動脈撮影の撮影条件について、おのおのの調査期間にける X 線検出器の違いでの kV 値の平均を示す。

Fig.4 NDD 法からの表面入射線量の比較

IADSA での腹腔動脈撮影の撮影条件について、おのおのの調査期間にける X 線検出器の違いで NDD 法から算出される表面入射線量の平均を示す。

Fig.5 脳血管の経験症例における撮影条件と造影条件

回転 DSA の初回から 14 回までの、対象血管、撮影条件、造影条件の推移を示す。

Fig.6 眼動脈の描出能の評価

回転 DSA での眼動脈の描出能について“良い”“普通”“粗い”の 3 段階評価を示す。

Fig.7 M1 刺通枝の描出能の評価

回転 DSA での M1 刺通枝の描出能について“良い”“普通”“粗い”の 3 段階評価を示す。“無”は刺通枝が描出されなかった症例である。

Fig.8 眼動脈の描出

眼動脈（白四角）の描出能を観察目的に、上段に内頸動脈の側面方向 3D 像、DSA 像を示す。同様、下段に眼動脈のみを拡大して示す。

Fig.9 M1 刺通枝の描出

M1 刺通枝（白四角）の描出能を観察目的に、上段に中大脳動脈の正面方向 3D 像、DSA 像を示す。同様、下段に M1 刺通枝の領域を拡大して示す。

Fig.10 横向きに FPD を配置する利点

IADSA での腹腔動脈撮影時、1 回の撮影で肝臓右葉から左葉、脾臓までの全領域の撮影を可能にできる。1.1.12inch 視野の場合（白円形）では必要に応じて複数回の撮影を要する。

Fig.11 縦向きに FPD を配置する利点

IVDSA での下肢血管撮影時、3 回の撮影で骨盤部、大腿部、下腿部までの全領域の撮影を可能にできる。矩形視野であるため隣接する撮影領域間の整合性が図りやすい。1.1.12inch 視野の場合では撮影視野が小さく、かつ円形視野（白円形）のため撮影領域間の整合性も悪く 4~5 回の撮影を要する。

Fig.12 低線量モード型 FPD での腹腔動脈撮影

同一患者における通常 FPD と低線量モード型 FPD での腹腔動脈撮影像を示す。左 Gain1 が通常型、右 Gain2 が低線量モード型である。撮影は幾何学的条件、電圧値、撮影時間を同一とし、電流値を変化させ撮影線量を 1/2 に低減させた。

Fig.13 低線量モード型 FPD での右肝動脈撮影

同一患者における通常 FPD と低線量モード型 FPD での右肝動脈撮影像を示す。左 Gain1 が通常型、右 Gain2 が低線量モード型である。撮影は幾何学的条件、電圧値、撮影時間を同一とし、電流値を変化させ撮影線量を 1/2 に低減させた。

Fig.14 脳血管における 2D-DSA の造影剤注入条件の推移

造影剤注入について、従来の I.I. 使用時、現在の FPD 使用時の条件を示す。この双方間で段階的に辿り、減量が図られた。

Fig.15 9inch 視野での DSA 撮影被ばく線量

今回の検討対象の FPD 装置 (FPD) と、当施設に設置の I.I.装置 (A 社 I.I.-CCD、B 社 I.I.-CCD) の DSA 撮影時の被ばく線量について、アクリル厚を変化させての被写体照射線量の関係を示す。

Fig.16 FPD 使用のもとでの TIPS の手技風景

術者の視界を遮っていた I.I. が薄型の FPD に変わること、被検者を取り囲むように術者配置ができる。術者姿勢は背筋を伸ばした通常の状態と変わらない手技環境が可能となる。

Fig.17 TIPS での苦痛な術者姿勢

従来の TIPS 時では前方に位置する I.I. が視界を遮り、I.I. と C アームの間隙からモニタを観察する必要があり、術者姿勢は腰を屈める不自然な姿勢が強いられていた。

Fig.18 TIPS での術者被ばく

TIPS 時、術者姿勢は腰を屈めるため通常に比べて、術者の水晶体、頸部がアイソセンタに近づく。