臨床技術

論文受付
2009年4月1日論文受理
2009年5月11日

Code No. 252

血管撮影におけるFPDの臨床像と物理特性
—検出器特性による臨床への影響—市田隆雄・佐々木将平・庄垣雅史・奥迫謙治・小川隆由・横山貢治・
笹川恵美・中島麻美子・中田良成・細貝 実・田中佐織¹⁾・中村健治²⁾大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部
1) 国立病院機構大阪南医療センター放射線科
2) 大阪市立大学大学院医学研究科放射線医学教室

はじめに

血管撮影でのflat panel detector (FPD) はdigital subtraction angiography (DSA)の画像構築、低線量域となるX線透視での画質担保、そして高速な連続処理といった、画像形成に関する技術が難しく臨床への展開が遅れていた。しかしながら現在ではX線機器の全メーカーの供与が可能となっている。われわれの場合は日立メディコと共同研究のもと、2001年世界初のFPD DSA臨床に関わってきており一定の評価を終えた段階にある^{1)~5)}。ところでX線透視・撮影装置ではFPD性能の客観的評価に基づく検討はされつつあるが^{6)~8)}、臨床画像の評価を含めたものは少ない⁹⁾。そこで臨床像に反映させてFPDの特性を認識するために、臨床像と物理特性との関連性について、われわれの研究過程^{1)~5)}のもと検討する。

1. 使用機器

比較に使用したFPD搭載血管撮影装置(以下、FPD装置)、I.I.搭載血管撮影装置(以下、I.I.装置)をTable 1に示す。Prius CはFPDとI.I.がリボルバ式に装備されており、同装置で検出器のみを切り替える仕様である²⁾。X線検出器以外が同系なので検出器の違いでの客観的比較が可能である。腹部血管比較にPrius C、頭部血管比較にPARTIRE, SDFを使用した。

2. 検討方法

臨床像に観察される特徴と物理特性の傾向について検討した。同一患者のFPD装置とI.I.装置によるintra arterial digital subtraction angiography (IADSA)を比較した。おのおのは装置の幾何学的条件、撮影条件、造影条件は同一、本検討の客観性を保障する

Angiography: Clinical Evaluation and Physical Characteristics of FPD
—The Clinical Impact Caused by Detector Characteristics—Takao Ichida, Shohei Sasaki, Masachika Shougaki, Kenji Okusako, Takayoshi Ogawa,
Kouji Yokoyama, Emi Sasagawa, Mamiko Nakajima, Ryousei Nakada,
Minoru Hosogai, Saori Tanaka¹⁾, and Kenji Nakamura²⁾

Department of Radiology, Osaka City University Hospital

1) Department of Radiology, National Hospital Organization Osaka Minami Medical Center

2) Department of Radiology, Osaka City University Graduate School of Medicine

Received April 1, 2009; Revision accepted May 11, 2009; Code No. 252

Summary

We have been engaged in clinical work using DSA, the first in the world, under a joint study agreement with Hitachi Medical Corporation on the use of the Flat Panel Detector (FPD) since 2001. We are now in the stage where a certain evaluation process has been finished, but the FPD performance study in angiography has just begun, and, therefore, its clinical evaluation results are very few. Therefore, we studied the relativity between clinical images and physical characteristics in order to examine the characteristics of FPD by referencing them to clinical images. We did an evaluation of the clinical images to which their physical characteristics such as granularity, resolution, contrast, etc., are reflected by comparing FPD and I.I. images.

Key words: FPD, angiography, DSA

別刷資料請求先: 〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町 1-5-7
大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 市田隆雄 宛

Table 1 The system used

Diagnostic X-Ray System	X-ray detector
Prius C (HITACHI Medical)	FPD : PaxScan4030A (Varian Medical Systems)
Since 2000	I.I. : IV12-HM (HAMAMATSU Photonics)
	TV camera : CCD (HITACHI Medical)
Angio System	X-ray detector
PARTIRE (HITACHI Medical)	FPD : PaxScan4030A (Varian Medical Systems)
Since 2002	
Angio System	X-ray detector
SDF (TOSHIBA Medical Systems)	I.I. : RTP14301J-GIE (TOSHIBA Medical Systems)
Since 2001	TV camera : CCD (TOSHIBA Medical Systems)

Fig. 1 Images of abdominal aorta. The left images are made with FPD and the right with I.I. There is no significant difference in the observation of general views. FPD shows smooth images of organ parenchyma and DSA background.

ためにわれわれの物理的評価を引用した⁴⁾。物理的評価として解像度、粒状度、contrast、CNRである。比較検討は経験年数11～34年の診療放射線技師 6 名による。

3. 腹部血管での検討

比較撮影にあたっては被検者への同意、承諾を得ている。FPDとI.I.によるDSA(以下、FPD像、I.I.像)は5分程度の時間差で連続する施行である。

3-1 比較症例の履歴

総計43例の経験で³⁾、造影剤注入状況(時折、注入圧でカテーテル先端が反覆して生じる造影能差)も同等で、動脈から静脈位相までの撮像を追跡観察してartifactの発生もなく、すべてに同等と判断できる症例を選別した。被検者への呼吸静止(息止め)の要領を十分に説明し、FPD像、I.I.像双方で客観的比較を立

脚させる。腹部大動脈の1例、右肝動脈の1例、腫瘍濃染の2例である。腫瘍濃染を検討する1例はFPD使用開始の間もない時期、装置の画像処理の設定一連が未完の頃の撮影を含む。

3-1-1 症例1(腹部大動脈IADSA)

FPD, 12inch視野I.I.での全体像をFig. 1, 左腎部拡大をFig. 2に示す。全体像では顕著な差はないが、左腎部拡大像では動脈末梢枝(Fig. 2内、黒矢印)でI.I.像が明らかに不良である。一見、FPDが非常に良好な印象を受ける。

a) 解像度に対比させての検討点

解像度(Fig. 3)にてFPDは12inch視野I.I.に比べ周波数領域1.5cycles/mmにおいてMTFが約0.1優れる(Fig. 3内、灰色太矢印)。ナイキスト周波数においてはFPD約2.6cycles/mm, 12inch視野I.I.約1.7cycles/mmで0.9程度の差異を有する。解像度、鮮鋭度という観点でこれらが臨床像の差異と考えられがちとなる。し

Fig. 2 Magnified images of kidney. Magnified kidney images of Fig. 1. The left images are made with FPD and the right with I.I. In imaging a peripheral branch of the renal artery (black arrow), FPD is remarkably better than I.I., but the difference is very small in an ileocecal peripheral branch (white-dotted square).

かしながら観察着目を拡大像の小腸回盲部末梢枝 (Fig. 2内、白点線□)にすると、細小血管の鮮鋭度のわずかな差にすぎない。

b)まとめ

一般的な臨床では腹部大動脈造影での観察視点に小腸回盲部はない。大血管の血管分岐、肝臓や腎臓での全体像観察に止まる。そして各臓器の末梢血管には観察視点が必要に迫るため、例えば腎部での差に気が付きやすい。I.I.中央部では大血管の観察に限られるために小腸回盲部等の細小血管の陰影には気が付きにくい。そのため観察視点となる血管陰影での評価にてFPDが非常に優れるとの先入観に支配される。

左腎部と小腸回盲部の描出能差の原因はI.I.視野辺縁の輝度低下、および画像歪の影響と考えられる。FPDの輝度は全視野においてほぼ同等であるが、I.I.は視野辺縁で約30%低下する。これは画質を担保すべき光量不足を意味し、低線量で撮影していることに等しい。またFPDの歪は全視野にないがI.I.は視野辺縁ほど発生する。本I.I.では視野中心から8cm位置(7inch視野撮影の辺縁に相当)で約3%生じる (Fig. 4)。視野辺縁ほど歪により画像拡大となりボケ陰影が増幅、本症例の腎動脈末梢枝は12inch視野辺縁であり顕著な現象として現われる。双方とも画質を不良にする原因である。

今回検討した双方DSAでは画質に大幅に差を認める左腎部、さほど差を認めない回盲部での撮影状況の違いはない。それゆえ輝度、歪の影響が有意に作用していると考えられる。つまりI.I.のMTFが周波数領域1.5cycles/mmにおいて約0.1劣ることは、左腎部の画質低下の理由とは考えられず、その違いは小腸回盲

Fig. 3 Resolution. MTF of 4 different kinds of systems; FPD and I.I.'s with FOV of 7", 9" and 12" mounted to a Prius C. In comparison, in the 1.5 cycles/mm frequency range, the resolution difference between FPD and 12" FOV I.I. is approx. 0.1 and that between FPD and 9" FOV I.I. is 0.01–0.02. In the frequency range over 2.0 cycles/mm, the difference between FPD and 9" FOV I.I. is approx. 0.05 (modified from reference 4).

部での血管辺縁の鮮鋭度の違いにすぎないと考えられる。また解像度におけるナイキスト周波数0.9程度の差異も同様といえる。以上よりこの程度の解像度の違いは腹部大動脈IADSAでは临床上影響に乏しいと考えられる。以上、I.I.像がやや劣る考察となるが臨床的に診断能の及ぼす差ではなく、本比較ではFPD像、I.I.像における診断能は一般的に同等と考えられる。

ただし、他の物理特性の違いも影響を与え、臨床画像には総合的に作用するため、今回比較の装置に限っての評価である。これは後述における検討も同

Fig. 4 Brightness ratio and distortion. FPD and 12" FOV I.I. were compared. The brightness of I.I. decreases approx. 30% in the peripheral area against the FOV center in comparison with FPD, and approx. 3% distortion exists at 8 cm position from the center (equivalent to the periphery of 7" FOV I.I.) (modified from reference 4).

Fig. 5 Right hepatic artery. The left images are made with FPD and the right with I.I. Image quality of both sides is almost the same.

様である。

3-1-2 症例 2 (右肝動脈IADSA)

FPD, 9inch視野I.I.での全体像をFig. 5, S7, S8領域拡大をFig. 6に示す。双方で顕著な差はない。

a) 解像度に対比させての検討点

解像度 (Fig. 3) からは 9inch視野I.I.とFPDは周波数領域1.5cycles/mmにおいてMTFがほぼ同等, 0.01~0.02の差に限られる (Fig. 3内, 灰色細矢印)。また周波数領域2.0cycles/mm以上では0.05程度FPDが優れる。Fig. 5での臨床像では差を認めない。ところでFig. 6の比較ではFPD像, I.I.像 (黒矢印) で血管像辺縁の鮮鋭度にわずかな差であるがFPDが優れる。網の目のような超細小血管 (白点線□) はFPDでは不良ながら連続する陰影だが, I.I.では所々途絶する。

b) まとめ

臨床での鮮鋭度のわずかな違いはMTFが周波数領域1.5~2.0cycles/mmで0.01~0.5程度まで徐々に変化

する兆候と考えられる。ただし今回のような全体像の対比では優劣を認めない。したがって周波数領域1.5cycles/mmまででMTFが同等であれば、臨床では視覚的な差はほとんどないと推考できる。網の目状の超細小血管 (白点線□) が途切れることは、ナイキスト周波数で画像信号を有しない閾が観察できていると考えられる。

ところで更なる拡大をFig. 7に示すが、極めて細小な血管陰影 (黒矢頭) もFPDでは観察できる。この濃淡に該当するvascularityに乏しい極小腫瘍の描出可が示唆できるかもしれない。ただしその有用性については実臨床を鑑み評価すべきである。なぜなら腹腔動脈全体のほんの一部領域 (白線□) にすぎず、かつ昨今はカテーテル挿入下でのCTAP (CT during arterial portography), CTA (CT arteriography) を施行、濃度分解能に優れるCTに腫瘍存在の確定診断を委ねる。現行DSAは腫瘍の栄養血管同定が主たる目

Fig. 6 Partially magnified images of right hepatic artery.

Partially magnified images of Fig. 5: The left images are made with FPD and the right with I.I. FPD is a little better than I.I. in sharpness of the peripheral image of micro blood vessels (black arrow). In delineating ultra-micro blood vessels (white-dotted square), FPD shows continuity but I.I. shows interrupted blood vessel images.

的となっているため、実臨床であえて有用とは認められない。またこの考え方からすれば本提示のような高精細なDSAは不要であることが示唆できる。

3-1-3 症例3(腫瘍濃染)

使用初期FPD, 12inch視野I.I.での腫瘍濃染をFig. 8に示す。右肝辺縁, S5に低・中分化型の腫瘍を認める。使用当初から腫瘍濃染はI.I.がFPDより優れる印象であったが、本比較を施行したことでFPDのやや不良が明らかとなった。本例はvascularityに富むために腫瘍の存在診断に不利益はないが、vascularityに劣る小肝腫瘍の存在診断に不安が懸念された。

a) 解像度, 粒状度, contrastに対比させての検討点

腫瘍濃染の描出はI.I.に比べFPDはわずかに劣る。双方で腫瘍存在は十分に指摘できるが腫瘍片の細分化はI.I.が明瞭である。12inch視野I.I.は解像度(Fig. 3)に優れるがcontrastに劣ることが推察された。そこで造影剤濃度に対してデジタル値でのcontrastを評価したところ(Fig. 9) FPDはデジタル値として1/2程度に劣ることが判明した。ところで全体像として血管陰影以外のバックグラウンドの描出においてFPDは滑らかな画像である。肝実質に着目するとFPDが滑らかであるがI.I.は粗い。縦隔(Fig. 8の点線□)ではI.I.像の粗さがより目立つ。粒状度(Fig. 10)からは周波数領域の2.0cycles/mm付近で極めて大きな差がありFPDが優れる。粒状度が優れるゆえ滑らかな画像観察となり、contrastに劣るゆえに腫瘍濃染の描出に劣ることが推考できる。腫瘍濃染は比較的大きな陰影観察であるので解像度の寄与は考慮しない。

b) まとめ

本例はFPD使用全くの初期である。FPD搭載のために各種調整を工場内にて施しての臨床開始であっ

Fig. 7 Ultra-magnified images of right hepatic aorta (FPD).

FPD images of Fig. 6. The vicinity of micro blood vessels (black arrow) is further magnified. Delicate ultra-micro vessels (black arrow) can be depicted. The area of this image is a part (white-dotted square) of the general view of the celiac artery at the lower left.

たが、その調整は未熟であった。各種設定にはI.I.使用の経験的根拠が引用され、FPDの特徴的優位が反映できない設定であった。ダイナミックレンジが広い利点をI.I.使用で培った処理技術のみでは生かされていないと判断され、新たな調整を施すこととなる。

粒状度が優れる利点は観察画像としての画像強調をより強くできる根拠である。それによってcontrastに劣る点を改善できると考察した。従来以上の強調処理を装置内設定で調整した。別視点では画像観察の主観を支配するDSAのバックグラウンド陰影が従来I.I.程度までに画像強調を装置内で図ることで、明ら

Fig. 8 Tumor blush images (taken in the early stage of using FPD). The left images are made with FPD and the right with I.I. A tumor blush is observed at the right hepatic periphery (black arrow). FPD images lack clearness a little more than that of I.I. FPD shows smooth images of hepatic parenchyma. Coarseness is remarkable with I.I. images in the vicinity of mediastinum white-dotted square).

Fig. 9 Contrast in relation with the density of contrast medium.

The contrast as a digital value inherent to the system was evaluated by changing the density of the contrast medium. FPD is inferior to I.I. regardless of the density of contrast medium. Almost no difference was observed between I.I.'s with different I.I. FOV sizes (modified from reference 4).

Fig. 10 Granularity.

W.S. of 4 different kinds of systems; FPD and I.I.'s with FOV of 7", 9" and 12" mounted to Prius C: The difference between FPD and I.I. is extremely large when compared around 2.0 cycles/mm. As a frequency range becomes lower, each difference becomes smaller. It is almost equal except I.I. with 7" FOV (modified from reference 4).

かに劣るcontrastを高めて腫瘍濃染が改善できると類推したためである。その結果として症例4に改良後の臨床像を示す。

3-1-4 症例4(腫瘍濃染)

画像処理の調整設定後のFPD, 12inch視野I.I.での腫瘍濃染をFig. 11, S7, S8領域拡大をFig. 12に示す。全肝に腫瘍が点在しているが、右肝にvascularityに富む腫瘍多数を認める。双方とも良好に描出されているがFPD像がI.I.像より腫瘍片の濃淡、辺縁が明瞭である。

a) 解像度, 粒状度, contrast, CNRに対比させての検討点

FPDはI.I.に比べてcontrastに劣り、解像度、粒状度に優れる。contrastに劣るはずのFPDであるが腫瘍濃染は同等に描出され、かつ腫瘍片の描出も明瞭である。腫瘍濃染は比較的大きな陰影であり、鮮鋭な画像観察でないの解像度の寄与は伺うことができない。しかしながら濃淡の強弱ではFPD像が明瞭に描出されており、腫瘍の奥行き方向も含めた大きさ、vascularityの違いが観察できる。バックグランド画像

Fig. 11 Tumor blush images (FPD images after adjustment of image processing). The left images are made with FPD and the right with I.I. Tumor blushes (black arrowhead) are observed in the whole liver. Images with FPD are clearer in depicting tumor cell chips. The granularity of hepatic parenchyma and that of the vicinity of mediastinum are almost equal.

Fig. 12 Partially magnified images of tumor blush. Partially magnified images of Fig. 11: The left images are made with FPD and the right with I.I. FPD images show shading levels clearly and are excellent in depicting the tumor. FPD depicts nutrition vessels (black arrowhead) of tumor coming from gastroduodenal artery while those with I.I. are hard to read.

となる正常肝実質は双方同程度の粒状度である。

b) まとめ

双方、造影条件は同一であるから臓器内に停留する造影剤濃度も同じである。ところがI.I.に比べFPDが腫瘍濃染を良好に描出している。本来の臨床視点と違うが脾実質に着目しても造影効果としての染まりが著しく、contrastに劣るはずのFPDが濃淡の描出に優れている結果である。

一方、粒状度において極めて優れるFPDであるがバックグラウンド画像の粒状度に違いを認めない。これは装置内の画像処理設定において強度な画像強調が図られている証拠である。強度に画像強調をすることで観察上の粒状度が劣化して同時にcontrastが向上していることを意味する。つまりcontrastに劣るが粒状度に優れるため、I.I.時分の画像強調に比べて強度に強調処理することが装置仕様に適すると考察できる。

ところで本症例では十二指腸動脈の末梢域(黒矢印)に着目するとS5, 6への栄養動脈を認める。FPDでは明瞭に認めるがI.I.では不明瞭である。I.I.像ではcontrastに優れるが、解像度、粒状度に劣ることが相互影響しての現象と考えられる。このI.I.像の場合、

熟練な医師であれば支障ないかもしれないが、この栄養動脈の見落としを招く可能性がある。繊細な細小血管描出の重要性として指摘する。

contrast, 粒状度の相互影響としてCNR (Fig. 13)を評価するとFPDが非常に優れる。血管撮影の画像評価に引用できるかは言及しないが、臨床像の特性に馴染む評価結果である。当院の場合、研究経過で臨床使用を継続させ、医師、メーカー技術者等との各種議論する根拠とした。

4. 頭部血管での検討

比較撮影は装置トラブルにて偶然施行。初回右内頸動脈DSA後、続行不能となりI.I.装置に移送、引き続き対応する。同血管を再度撮影、撮影の時間差は15分程度である。

4-1 比較症例の履歴

脳動静脈奇形破裂での緊急症例。独自の頭部固定具を装着しているため撮影ポジションの再現性は良好で、客観的比較が可能な1例となる。

Fig. 13 CNR.
CNR of 4 different kinds of systems; FPD and I.I.'s with FOV of 7", 9" and 12" mounted to Prius C: FPD is extremely better than I.I. regardless of the density of contrast medium. Regarding the difference among I.I.'s with different FOV sizes, 7" FOV I.I. is slightly better, but others are equal (modified from reference 4).

Fig. 14 Images of left interior carotid artery.
The left images are made with FPD and the right with I.I. Cerebral malformation is observed in the parietal area. FPD is remarkably superior to I.I. in vascularity observation.

4-1-1 症例 5 (左内頸動脈IADSA正面位)

FPD像, 9inch視野I.I.像での全体像をFig. 14, M1領域拡大をFig. 15に示す. 双方で顕著な差異を有する. 全体像ではvascularity, 拡大像ではM1領域の穿通枝の描出能においてFPD像が優れる. 頭頂部付近に脳動静脈奇形を認める.

a) 解像度, 粒状度, contrast, CNRに対比させての検討点

使用したI.I.装置はX線発生装置の制御として低線量撮影ができず物理特性が測定不能. そこで考察では前項までのI.I.装置の物理特性を参照する.

b) まとめ

全体像においてFPD, I.I.像双方で前大脳動脈, 中大脳動脈が描出されるが, FPD像がvascularityに富み, あたかも造影剤量が多量な印象を受ける. 拡大像ではM1領域の穿通枝の観察がI.I.像ではほとんどできない.

他I.I.装置の物理特性を参照するとFPDがI.I.に比べ

て粒状度, CNRに優れ, contrastに劣る. CNRは粒状度とcontrastを統合させた指標であることから, 粒状度が優れていることがcontrastの劣る点を有意に上回り, CNRが優れているといえる. 以上を穿通枝の描出能差に引用すると, I.I.ではFPDに比べて穿通枝が良好に信号として検出されているが, それをも勝るノイズが存在していると仮定できる. そのためI.I.では画像強調しても信号とノイズ双方が増幅されることで描出できない. ところがFPDは微弱な信号でしか検出されないが, ノイズが極めて微量であるために電氣的増幅でノイズに比べ信号強調が可能となり, 結果, 穿通枝として画像上に観察できると類推できる. 極論は, たとえ脆弱な信号でも検出器のノイズがなければ画像処理にて良好に描出できるが, どんなに優れる信号でも検出器のノイズが膨大であれば描出に難しいと推論する (Fig. 16).

これをFig. 14のvascularity差の考察に転用すると, 双方の血管内の造影状況は同じであるので粒状度に

Fig. 15 Partially magnified images of interior carotid artery. Partially magnified images of Fig.14. The left images are made with FPD and the right with I.I. Perforation branch (black arrow) is depicted with FPD but not with I.I. Images of stem vessels (black arrowhead) made with I.I. give the impression that the contrast medium was diluted despite same imaging parameters. Noise in the DSA background (white-dotted circle) are more noticeable with FPD than with I.I.

優れるFPD像では強度の画像処理にてvascularityに富む画像となるが、I.I.像では末梢域の血管造影の信号がノイズと同程度、ないしは劣るため画像強調が図れなく、血管陰影となる信号がノイズに埋もれていると考えられる。

このような論理は、腹部血管での症例2の超細小血管の描出能差、症例3の腫瘍の濃淡差、肝実質および縦隔のノイズ差、症例4の改善された腫瘍の濃淡、同じく改善された肝実質のノイズ等の考察に符号する。

参考文献

- 1) 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. メディックス 2002; 37: 19-22.
- 2) 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 2002; 22(4): 255-263.
- 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 2004; 60(8): 1143-1152.
- 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. 全循研誌 2005; 17: 45-51.
- 5) 市田隆雄. ワークショップ, FPDの被ばく低減についての検討. 全循研誌 2007; 19: 24-32.
- 6) Tsutomu G, Jun M, Hiroshi H. Experimental Comparison

Fig. 16 Relationship between vascular shadow and granularity.

Vascular shadow can be considered as a signal of a rectangular wave having a certain contrast. In case there is noise inherent to the detector in the background, detection of these signals depends on the balance with the quantity of noise. As granularity increases over signals, signals are buried in noise. Assuming there is almost no noise, the electrical amplification of signals can be freely controlled to make better signals.

5. 結 語

臨床現場では臨床像の評価を主観に依存する傾向がある。そこでFPDの特性を認識するために、I.I.と比較して物理特性が観察される臨床像について検討した。良好なFPD像であるが粒状度、解像度、contrastについての一定関係、相互影響が示唆された。現在、画像特性の測定法が定義されつつあるが¹⁰⁾、より良い臨床像提供のために臨床現場での実践と検証が望まれる。

of Flat-panel Detector Performance for Direct and Indirect Systems. 日放技学誌 2005; 61(12): 1675-1680.

- 7) 井手口忠光, 松田勝彦, 氷室和彦, 他. 直接型FPDの画質特性と検出特性. 日放技学誌 2006; 62(3): 425-433.
- 8) 坂井真二, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型FPDを搭載したデジタルX線透視撮影システムの基本的な画質特性の比較. 日放技学誌 2008; 64(1): 41-49.
- 9) Thierry D, David C, Thibaut W, et al. Image Quality of Digital Radiography Using Flat Detector Technology. Proc. SPIE 2003; 5030: 203-214.
- 10) IEC62220-1: Medical electrical equipment—Characteristics of digital X-ray imaging devices—Part 1: Determination of the detective quantum efficiency.

図表の説明

- Fig. 1** 腹部大動脈像
左はFPD, 右はI.I.である. 全体像の観察では大幅な差異はない. 臓器実質, DSAバックグラウンドにおいてFPDが滑らかな画像である.
- Fig. 2** 腎部の拡大像
Fig. 1の腎部拡大像, 左はFPD, 右はI.I.である. 腎動脈末梢枝(黒矢印)においてFPDはI.I.に比べて顕著に優れるが, 小腸回盲部末梢枝(白点線□印)ではわずかな差異である.
- Fig. 3** 解像度
Prius CのFPD, I.I.の 7inch, 9inch, 12inch視野, 4 種類の系のMTF. 周波数領域1.5cycles/mmにおける比較でFPDと12inch視野I.I.の差異は約0.1, 9inch視野I.I.との差異は0.01~0.02である. 周波数領域2.0cycles/mm以上ではFPDと9inch視野I.I.との差異は約0.05である[参考文献 4)から改変引用].
- Fig. 4** 輝度比, 歪
FPDと12inch視野I.I.を比較した. I.I.はFPDに比べて, 輝度において視野中心に対して辺縁で約30%低下し, 歪において中心部から8cmの位置(7inch視野の辺縁に相当)で約3%有する[参考文献 4)から改変引用].
- Fig. 5** 右肝動脈像
左はFPD, 右はI.I.である. 双方の画質はほとんど同等である.
- Fig. 6** 右肝動脈の一部拡大像
Fig. 5の一部拡大像, 左はFPD, 右はI.I.である. 細小血管(黒矢印)の辺縁の鮮鋭度がFPDはI.I.に比べてやや優れる. 超細小血管(白点線□印)ではFPDでは連続性を有するが, I.I.では途切れた血管像である.
- Fig. 7** 右肝大動脈の超拡大像(FPD)
Fig. 6のFPD像, 細小血管(黒矢印)の付近をより拡大させた. 繊細な極小血管(黒矢頭)が描出できている. この領域の撮影は左下の腹腔動脈全体像の一部分(白線□印)である.
- Fig. 8** 腫瘍濃染像(FPDは使用初期の頃)
左はFPD, 右はI.I.である. 右肝辺縁に腫瘍濃染(黒矢印)がある. FPDがI.I.に比べてやや明瞭さに欠ける. FPDでは肝実質が滑らかな画像である. 縦隔付近(白点線□印)ではI.I.に粗さが目立つ.
- Fig. 9** 造影剤濃度におけるcontrast
装置固有のデジタル値としてのcontrastについて造影剤濃度を変えて評価した. 造影剤濃度に関係なくFPDはI.I.に比べて劣る. I.I.視野サイズでのI.I.間の違いはほとんどない[参考文献 4)から改変引用].
- Fig. 10** 粒状度
Prius CのFPD, I.I.の7inch, 9inch, 12inch視野, 4 種類の系のW.S.. 周波数領域2.0cycles/mm付近における比較でFPDとI.I.の差異は極めて大きい. 低周波数領域に従いおのおのの差は小さくなる. 7inch視野I.I.以外はほぼ同等となる[参考文献 4)から改変引用].
- Fig. 11** 腫瘍濃染像(FPDは画像処理の調整設定後)
左はFPD, 右はI.I.である. 全肝に腫瘍濃染(黒矢頭)を認める. FPDがI.I.に比べて腫瘍片の描出が明瞭である. 肝実質, 縦隔付近の粒状度はほぼ同等である.
- Fig. 12** 腫瘍濃染の一部拡大像
Fig. 11の一部拡大像, 左はFPD, 右はI.I.である. FPD像での腫瘍濃染が濃淡に富み描出に優れる. 胃十二指腸動脈からの腫瘍の栄養血管(黒矢頭)がFPDでは明瞭に描出されているが, I.I.では判読に難しい.
- Fig. 13** CNR
Prius CのFPD, I.I.の 7inch, 9inch, 12inch視野, 4 種類の系のCNR. 造影剤濃度に関係なくFPDはI.I.に比べて極めて優れる. I.I.視野サイズでのI.I.間の違いは, 7inch視野I.I.がわずかに優れるが, 他は同等である[参考文献 4)から改変引用].
- Fig. 14** 左内頸動脈像
左はFPD, 右はI.I.である. 頭頂部に脳動静脈奇形がある. vascularityにおいてFPDはI.I.に比べて顕著に優れる.
- Fig. 15** 左内頸動脈の一部拡大像
Fig. 14の一部拡大像, 左はFPD, 右はI.I.である. 穿通枝(黒矢印)がFPDでは描出されるが, I.I.では描出されない. 幹血管(黒矢頭)は同じ造影条件であるがI.I.では希釈されているような印象を受ける. DSAバックグラウンド(白点線○印)のノイズはI.I.に比べてFPDが目立つ.
- Fig. 16** 血管陰影と粒状度の関係
血管陰影は一定のcontrastを持つ矩形波の信号と考えられる. バックグラウンドに検出器固有のノイズが存在すると, その信号の検出はノイズ量との整合による. 粒状度が信号より増せば, 信号がノイズに埋もれる. 仮にノイズがほとんどないとすると, 信号への電氣的増幅が自在にでき良好な信号になる.

Table 1 使用装置