

加藤 君夫

徳島赤十字病院 放射線科

**要 旨**

アンギオ装置をシーメンス社製アンギオスタープラスに更新したことで広い撮影視野が可能となり、画像処理能力も格段に向上したため、本装置導入後のインターベンションはかなりの時間短縮となった。しかしイメージインテンシファイア（以下 I・I）・撮像管を使用した本装置には I・I 中心から 9 cm をこえると糸巻き歪み、そして DSA 画像にはベーリンググレアによる骨陰影の残像が現れていた。そこで DSA 画像から DA 画像に変換もしくは撮影モードをパルスモードにすることでこれら現象を抑えるようにした。

キーワード：糸巻き歪、ベーリンググレア、DSA 画像の残像、パルスモード

**はじめに**

1998年4月より、アンギオ装置をシーメンス社製アンギオスタープラスに更新して、以前使用していた DSA 装置と比較して格段に処理能力が速く、さらにハードディスクの容量が増して、インターベンションがより正確により短時間に行えるようになった。

しかし、イメージインテンシファイア（以下 I・I）と撮像管を使用して透過 X 線像を電気信号に置き換えているため、撮影された画像にはこの機種特有のアーチファクトがしばしばみられる。我々が撮影するうえで、これらアーチファクトをできるだけ抑えて的確な診断・治療がおこなえるようにしなければならない。ここに装置を更新したことによる利点と問題点、特に画像にあらわれる歪みとアーチファクトについて検討してみる。

**使用機器**

装置 シーメンス社製 アンギオスタープラス  
I・I SIRECON33-4HDR  
X 線管 焦点サイズ 0.6cm 1.0cm

**I. アンギオ装置を更新したことによる長所は以下の点である。**

a) Cアームの動きがスムーズで動作範囲も広範囲で  
きるため、撮影のセッティングが非常にしやすく

なった。

- b) I・I に入射する X 線量の不均等を是正するために自作フィルターを撮影ごとに装着していたが、本装置では I・I 前面に装着されている 2 種類 3 枚のフィルターでほとんどの撮影に対応できる。
- c) I・I サイズが 33cm の大画面であるため胸部大動脈や腹部大動脈などの広範囲の撮影がおこなえる。
- d) 患者の動きによるアーチファクトには、自動ピクセルシフトを使用することによって頭部領域の DSA はマスク像とライブ像をソフト任せで 1 回の操作でほとんど一致させることができる。
- e) ハードディスクへのデータの読み書きが瞬時にできる。
- f) 複数の付加処理をした画像もほとんどすぐに作成できる。
- g) データを他のメディア (CD) に転送中でも透視・撮影・画像の処理はまったく支障なくおこなえる。

これらアンギオ装置の発達とカテーテルの材質の向上によって検査・手術時間は大幅な短縮となった。たとえば、1 時間 30 分ほどかかっていた脳血管撮影がいまでは 40 分ほどで撮影が終了できる。

**II. I・I-TV 系の問題点**

I・I-TV 系のアンギオ装置を使用する上での種々の

問題点をフラットパネルとの比較をまぜながらStephen Rudin, ph. Dが次のように報告をしている。I・I-TV系の問題点ではS字歪み（地磁気による螺旋ひずみ）や入力面が円形で出力面が平面であることによる糸巻き歪みが発生し、さらにベ어링グレアによりI・Iの輝度を減少させてDSA画像上には骨などX線吸収が大きい物質の陰影の残像が描出される。そこで当院の装置にも特に糸巻きひずみと骨陰影などの残像についてどの程度あらわれているか、調べてみた。

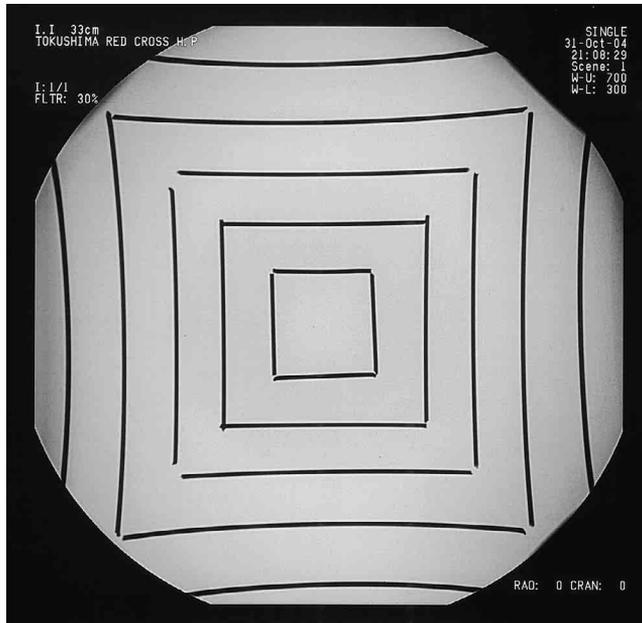


図1 自作テストチャートによる画像

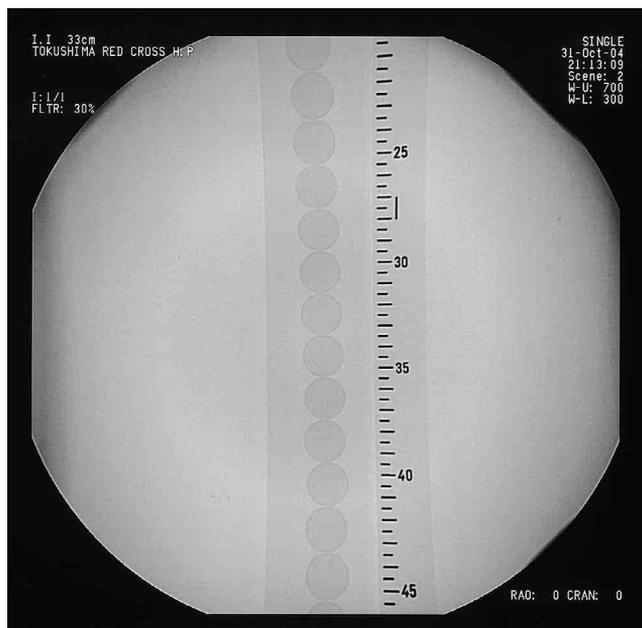


図2 歪み測定用チャートの画像

## 1) 画像の歪み

実験・測定方法：大画面であるI・Iサイズ33cm使用時、入力面有効視野は30cmになり肝臓全体を1回の撮影で可能となったが、広範囲の像を撮影するために画像が画面中心に引き寄せられていることが、図1の画像で判別できる。図2は直径2cmの円盤を並べてメジャーとともに撮影した画像である。このチャートを撮影台の左右・前後方向について撮影した。図3は図2のI・I中心から画像より計測した長さaと歪まない場合の本来の長さbとの割合a/bをグラフに表したものである。図4はI・I中心から10mmごと円板縦方向の長さcと横方向の長さdとの割合c/dをグラフで表したものである。

結果：I・Iの像による歪みは撮影台の左右・前後方向には歪みの相違はみられず、問題になるのはI・I中心からの距離によって、同心円状に円形がくずれていくことである。

図3よりI・I中心から7cmを超えると長さの歪みの割合が増えてきているのがわかる。円盤の形の歪みも図4より6cmを超えた長さから大きくなっている。肉眼でも9cmをこえると円盤の形の崩れているのが確認できる。これはI・Iの形状が凸状のため、出力画面周辺部になるほどひずみが増えていくことによ

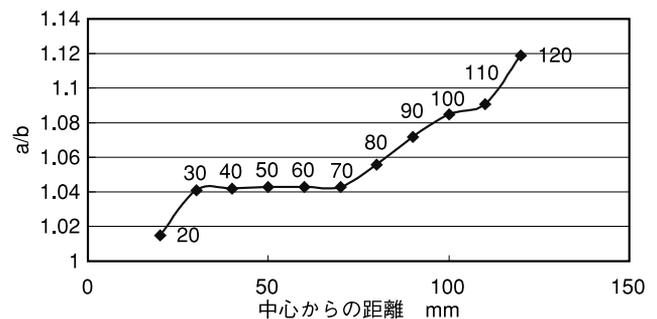


図3 I・I中心からの距離の歪み

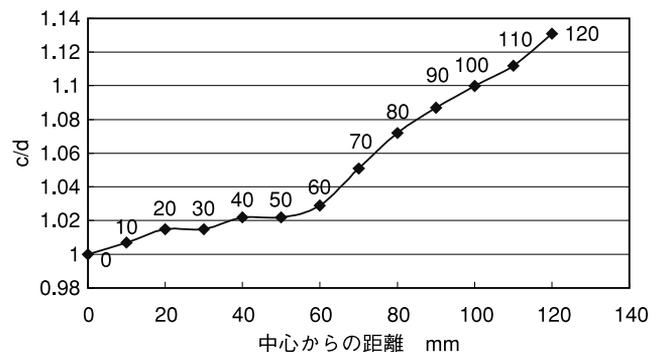


図4 円盤の変形の割合

る。なお、I・Iの撮影台左右・前後方向による歪みの違いが現れないのは、メーカーサイドが地磁気の影響を修正し補正を正確におこなっている結果である。

**対処法：**当院の装置のI・Iの直径サイズは13cm・17cm・22cm・33cmの4種類のサイズが選択可能で、有効視野はI・I直径サイズ33cm使用時のみ30cmとなり直径サイズと視野サイズの相違がある。これもI・Iの形状によるものである。(以下I・I直径サイズ33cmにて表記)上記の事柄より22cmと33cm特に33cmを使用時の撮影された画像周囲の病巣のサイズ・形状の判定には気をつけなければならない。当院で33cmの大画面を使用する撮影対象は総肝動脈撮影・門脈造影・胸腹部大動脈撮影・両下肢動脈などである。総肝動脈撮影は血管塞栓術を目的とすることが多くこれらの症例の多くは、数ヶ月後に病巣のフォローアップが必要となるので、以前と比較できる正確なサイズ・形状が把握できていないと困る。特に病巣が肝臓周囲に見られる場合にはI・Iの歪みの影響を受けていることに注意を払わねばならない。胸腹部大動脈・両腸骨動脈撮影は動脈の瘤もしくは狭窄の症例が多く病変部の長さ・幅そして形状が問題となる。特に血管拡張術を行う場合には正確な数値が必要となる。このような場合I・Iサイズを22cmできれば17cmに変更するか、画面の中央よりに病巣・病変部をもってくるようにして撮影をすることを薦める。また簡易に済ますならば、上記で測定した結果をもとに計算しなおしてみるのもよい。

## 2) サブトラクション画像のアーチファクト

### a. 1シーンの全フレームにおこる症状

被検者の動きによるアーチファクト以外にI・I及び撮像管(サチコン)によってひきおこされる特有の数種類のアーチファクトがある。必ずあらわれる現象として体内に装着された金属片によるアーチファクトである。頭部動脈瘤のクリッピングや腹部の血管の塞栓に使用されたコイルそして人口股関節など金属片が大きさを問わずマスク像とライブ像にずれができ金属片の影が一部あるいはぜんぶ現れる。

上肢・下肢を撮影した場合には患者に全く動きがなくても骨稜を完全に消すことができない場合がある。また胸部・腹部大動脈また両腸骨動脈撮影時に動脈内に骨陰影が淡く残存していることがある。

**原因：**これらはI・Iに入射したX線量がI・I内部で増幅されノイズも含んだ信号(ベリンググレア)

の影響が大きくその他被写体密度・厚さの不均等によるX線質の違い散乱線により起きるアーチファクトである。

**対処法：**撮影に使用する管電圧をより高くすることでアーチファクトを目立たなくすることができるが、現在使用している装置は70~80Kvpの造影剤を最も吸収する管電圧になるように設定してありこれをさらに管電圧を上げることはコントラストを低下させ、そ



図5 頭部ネッククリッピングの残像

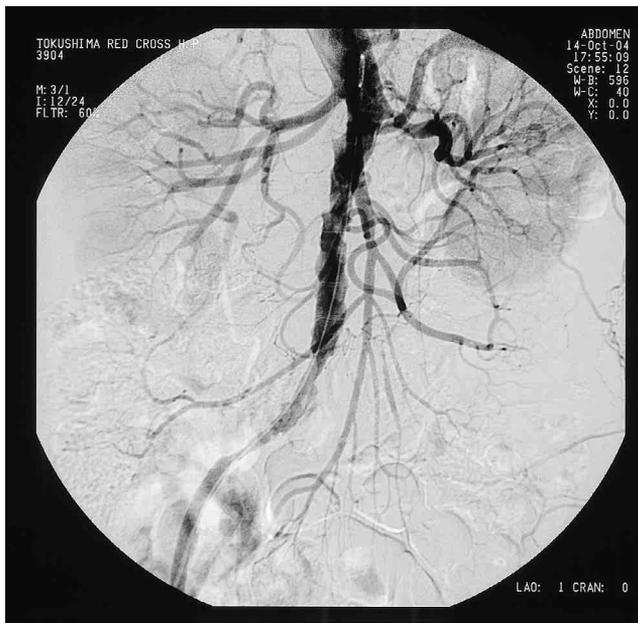


図6 腹部大動脈像内の骨陰影の残像



図7 金属プレートの残像

の上同一部位を同一方向で再度撮影することになる。それよりは DSA の画像という事にこだわらずに、リアルタイムで処理できることをいかして撮影後 DA の画像に変換してそれでも判定できかねるならば、X 線の入射角度を変えることでの再撮影をするようにした。

b. 1 シーンの一部のフレームに見られる症状  
撮影を始めて 3 フレーム程度までのライブ像とマス



図8 1 シーン最初の撮影画面で残像の陰影を特に強調した画像にしている。

ク像の重ね合わせた画像の一部分にずれが生じることがある。またこのときの撮影された 3 フレームまでの画像にはノイズがかなり多くざらつきがめだつ。

原因：これは I・I 内部にかかっている電圧が入射光子によってかき乱されノイズが増えたためと考えられる。

対処法：このため収集時ライブ像を造影剤が流れ込む前 3 フレームもしくは 4 フレーム早めから撮影を行っておくことがよい。

c. 問題点を解決する上で撮影モードの変更

入射角度をより深い角度にして撮影をする時や、ひずみを減らし微細構造をより鮮明にするために小さい I・I サイズを選択した場合必然的に撮影時間が長くなる。このため特に腹腔動脈撮影時心臓と接する左肝領域上縁では心拍の影響をただでさえ受け易いのさらに I・I サイズを小さくしたことによりボケ易くなりより短い撮影時間を必要とする。そこで肺動脈などの動きの早い部位を撮影できるパルスモードに変更することで、この動きによるアーチファクトはほぼ抑えることができた。今後通常モードの代わりにこのパルスモードも撮影部位に応じて使用していく。

上の画面は通常モードで下の画面はパルスモードによる撮影である。パルスモード撮影が左肝動脈の心拍による影響がない。

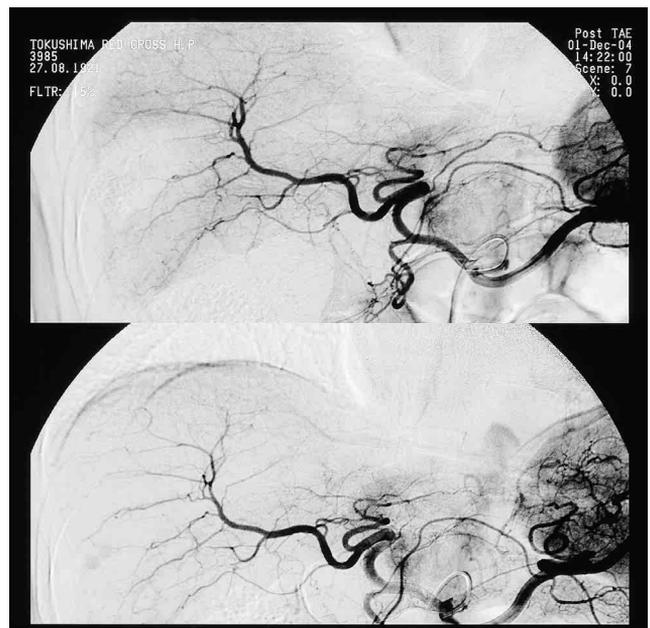


図9 総肝動脈の撮影

めてみた。

## おわりに

現在使用している機種は透過 X 線を I・I で光に変換そして光学系のレンズ群で集光し撮像管で電気信号としてデータを取り出す。このデータをデジタル変換しコンピューター処理して画像をつくりだしている。今回これら画像を作り出す過程の中で特に I・I による画像の歪みと I・I 独自のアーチファクトについて着目したが、これら以外に、I・I 内部で発生するベリリンググレア・散乱 X 線によるコントラスト低下撮像管の信号電流のゆらぎによるノイズ・撮像管回路内で発生する熱雑音ノイズなど画像データへ悪影響を与えるものが報告されている。これらのノイズを含んだ画像データではどんなに優れたコンピューター処理技術を使用しても限界がある。つまり画像検出部でアンギオ装置の性能がきまるといっても過言ではない。そのためこれら問題点を解決するために画像検出部を I・I と撮像管の組み合わせから I・I と CCD そしてフラットパネル系へと換えていくことでより S/N の高く検出効率の高い鮮明な画像が得られる装置を順次発表してきている。しかしこのような新しい機種を導入したことにより現在使用している装置より得られたデータ・画像と関連性がなくならないように今回まと

**追記** 今回画質を犠牲にしてモーションアーチファクトを抑える目的でパルスモード撮影を使用したのであるが、逆に通常モードで撮影された画像よりかなり鮮明な画像が得られ（図 9 より右肝内血管末梢部がパルスモードの方がより鮮明に判別できる。）このときの撮影線量も同定度ではないかと思われる。今後他の撮影部位に採用できるか検討してみる。

## 文 献

- 1) 庄垣雅史, 市田隆雄, 奥迫謙治, 他: 動画対応 FPD の血管造影への応用ポイント. アールティ NO16: 2002
- 2) 安原 弘: デジタルフルオログラフィ. 日本放射線技師会誌 増刊号 36: 113-176, 1989
- 3) Stephen Rudin, ph. D: 動画用 X 線平面検出器の臨床応用の可能性について. メディカルレビュー 78号, 2000
- 4) 中澤靖夫, 原口信次, 鈴木 敦: 血管造影・DSA 検査. 医用画像のアーチファクト, 総合医用画像技術研究会, 1998

---

## Advantages and Shortcomings of the Angiography System Used at Our Hospital

Kimio KATO

Technician Division of Radiology, Tokushima Red Cross Hospital

At our hospital, replacement of the conventional angiographic device with Siemens Angiostar Plus has made it possible for us to obtain images of wider angles. At the same time, the image processing capabilities have also been substantially improved. As a result, the time required for intervention has been cut considerably. However, when this device composed of an image intensifier (I.I.) and an imaging tube was used, pincushion distortion appeared on images taken at distances over 9 cm from the I.I. and an afterimage of bone due to veiling glare was found on DSA images. We attempted to suppress these phenomena by converting DSA images into DA images or taking images at the pulse mode.

Key words: pincushion distortion, veiling glare, afterimage on DSA, pulse mode

Tokushima Red Cross Hospital Medical Journal 10: 125-129, 2005

---