Japanese Society of Radiological Technology

①I.I. 出力螢光面のバックグラウンドレベルが低下するためと考えられる．②高圧ケーブルのストレーキャパシティによる高圧波尾波形の影響が除去される．③I.I. 入力螢光面の残像の影響が除去される．

4. シネアンギオ用フィルム（コダック CFS）の現像処方特性について

名古屋大学医学部附属病院放射線部
早川紀和・小木曾邦弘

最近当院に於いて，心血管造影撮影装置の更新により，T社のUアーム形循環器X線診断システムが導入された．そのシステムは，AOT-S (35×35 cm フィルム使用)，Anodica-HS-Camera (100×100 mm フィルム使用)，Arritecno-R35-90 Camera (35 mm シネフィルム使用)，三種の方法でそれぞれシングルプレーン及びバイプレーン撮影が可能である．使用開始後4カ月余を経過するが90%以上は 35 mm シネフィルムによる検査が行われた．

シネアンギオに於ける，画質を決定するには管球（特に焦点，容量），イメージインテンシファイア(I.I.)，自動濃度調整装置フィルム，現像処理系等多くの因子が有る．今回現像処理系のみ取扱い，使用フィルムをコダック CFS とし，自動現像機を長瀬シネ・プロセッサー・モデル・NX-2 を使用して，①総合感度を必要以下に低下させずに 15 feet/min 以上で処理が可能なもの，②前記の処理でコントラスト・インデックス（CI: グロスフォグ＋濃度0.15とグロスフォグ＋濃度1.5の間のグラジェント）が1.20～1.30の値が得られるもの．③現像処方はプリミックスの状態で市販されているもの．等の点を考慮して選定した．KLXD, D-11, D-19, HI-Rendol MD-270 等の処方について，処理温度，時間による“カブリ”“感度”“CI”“RMS”等の変化について検討したので報告する．

5. Photo Sonics Camera と GV-35 Camera との Bi-plane System

大阪大学歯学部附属病院放射線科　角田　明
株式会社 B.C.I.　小川光蔵

〔目的〕

当院は，数年前から Mono-plane System で口腔領域における 35 mm X線映画撮影を行い，一連の研究を進めているが，最近もう一つの Cine System が増設された．しかし予算の都合などで Cine Camera は同一製品が採用出来なかった．

そこでマイクロコンピュータを応用した Cine Camera 同期制御装置の開発を行い，一連の性能検査をした結果，一応満足出来るものであったので報告する．

〔動作概要〕

異なった Camera でしかもまったく異なった駆動モーターにおいても Bi-plane System は，正確で短時間のうちに同期させる必要がある．

同期方法は，Photo Sonics Camera を主カメラとし，GV-35 Camera を従カメラとした．主カメラ及び従カメラのシャッターパルス間の時間の長さをパルスカウントして，このカウント値をマイクロコンピュータで分析し，従カメラが主カメラにスピード及びシャッターパルス位相が同期する様に，従カメラの駆動入力信号を調整して行う．

〔性能〕

同期範囲: 20～90 f/s
同期精度: 60 f/s のとき ±1 ms 以内.
30 f/s のとき ±2 ms 以内.
同期するまでの時間: 60 f/s のとき 4 秒以内.
パルスの遅延時間: 60 f/s えとき 0～7 ms
: 30 f/s のとき 0～14 ms

〔まとめ〕

臨床的に利用してみると，Speed Error 及び Phase Error は少なく，また撮影された Film から観察しても同期精度は確実で，十分使用可能である．しかしまったく異なった駆動モーターを使用している為，同期できるまでの時間が長く，その間に Running する Film の Loss が大きい．これは両カメラを同一モーターに交換することによりある程度，改善可能と思われる．

本来，Bi-plane System は同一カメラで組むことが望ましいが，それは必ずしも絶対条件ではなく，異なった製品においても工夫することにより可能である．近年，低価格になったマイクロコンピュータを応用すれば，比較的低価格で精度の高い制御装置の開発が可能であり，Cine System では同期装置のみならず撮影条件，生体信号記録，解析，等の制御の応用に可能であり，またそれらの総合した制御装置が期待される．

6. X線管の蓄積熱量および撮影可能時間表示とシネ撮影時の自動露出制御のあり方

島津製作所医用技術部
中西　猛・土井泰敬

心蔵血管系蔵器を対象とするX線シネ撮影においてはよい画質を得るため焦点の小さい，そして蓄積熱量の出来るだけ大きいX線管が要求される．一方，X線高電圧装置側としては，このX線管を定格一杯に使用することを前提に設計すべきであるが，同時にその範囲でX線管

NII-Electronic Library Service

Japanese Society of Radiological Technology

を破壊しないような手段を講ずる必要があり，特に自動撮影時においては，事前にX線条件を規定することは不可能であることから，X線管を過負荷にする恐れが多分にある．従い，直前のX線管の状態を正確に把握しての使用が不可欠となる．

X線管の負荷程度は，負荷を加えたときのその陽極の温度，即ち，発生する熱量で表わされ，実際には発熱量に比例する〔管電圧×管電流×通電時間〕で表示される．従って，X線を放射したときのX線条件から，加えた負荷荷量を知ることができ，しかも，これを電気的に蓄積し，さらにX線管の休止期間にこの蓄積された電気量をX線管陽極の冷却特性に一致して放電させることにより，X線管の負荷状態を時間的に連続して監視することができる．

さらに，X線シネ撮影時のX線管に対する負荷が〔管電圧×管電流×X線パルス幅×駒数×撮影時間〕に比例して表わされることから，本関係式を次のように変形することにより，任意期間における実施可能な撮影時間を算出することができる．〔(最大蓄積熱量)－(蓄積熱量)〕/〔管電圧×管電流×X線パルス幅×駒数〕＝撮影可能時間．

なお，自動撮影時，撮影中にX線条件が変化することから，事前に撮影可能時間を算出することは不可能であり，X線条件の平均的な値からの予測とした．以上の方法により，X線管の蓄積熱量，および撮影可能時間の表示を行い，X線管の効率的使用を試みた．

7. シネアンギオシステム用デュアルスキャンテレビ方式

東芝那須工場放射線技術部
○栗原哲郎・西尾功作・伊藤正一
山形大学医学部附属病院放射線部
木内繁夫・加賀勇治・針生俊一

〔目的〕

循環器シネアンギオシステムでは，シネ画質とフレーミングが重要であると同等に，テレビ系の画質及びフレーミングが極わめて重要である．そこで，シネアンギオ用テレビモニタの理想的なディスプレイ方式（フレーミング）は下記の如くと考えられる．

(1)カテーテル挿入手技時(透視時)は，I.I. 出力像全部を極力大きな画面でモニタリングしたい．

(2)シネ撮影前及びシネ撮影中は，シネフィルムのフレーミング像と全く同一の画像を極力大きな画面でモニタリングしたい．

(3)解像度の良い画像をモニタリングしたい．

特に上記(2)については，シネ画像がオーバフレーミングであるところから，テレビモニタ画面と明確に対応せず，術者からシネ撮影前に正確なシネフレーミングをモニタリングしたいとの強い要求がある．

この問題を我々は下記の方法で解決したので発表する．

〔方法〕

(1)テレビスキャニングモードを4：3とする．

(2)カテーテル挿入手技時は，サークルブランキングをかけて，ブラウン管内接円一杯にディスプレイする（透視スキャニングモード）．

(3)シネ撮影前及びシネ撮影中は，撮影管のスキャニングサイズをアンダースキャニングに切換えて，シネフレーミング像と全く同じ像にし，ブラウン管一杯にディスプレイする（シネスキャニングモード）．

〔結果〕

上記スキャニングモードを適宜切換えることにより，17インチモニタで約260 φmmの透視像（透視スキャンモード）と，346×260 mmのシネフレーミング像（シネスキャンモード）をモニタリングでき，更シネスキャンモードでは，アンダースャニングによって解像力が従来方式に比べ約50％向上し，臨床的に極わめて高い評価を得た．

尚，本発表は，16 mm映画に編集して発表する．

NII-Electronic Library Service