

駒澤大学大学院医療健康科学研究科  
博士学位論文

( 和文タイトル )

動画像の評価を目的とした  
動態血管ファントムの開発

( 英文タイトル )

Development of a dynamic blood vessel  
phantom for evaluation of moving images

駒澤大学大学院医療健康科学研究科

診療放射線学専攻 大澤三和

Ph.D. ( Medical Health Science ) , Graduate

Division of Medical Health Sciences in

Graduate School of Komazawa University

Miwa Osawa

# 目 次

要 旨	1
1. 諸 言	3
2. 心 臓 カ テ ー テ ル 検 査 に つ い て	6
2.1. 心 臓 カ テ ー テ ル 検 査	6
2.2. 血 管 撮 影 装 置	8
2.3. 放 射 線 被 ば く	10
2.4. パ ル ス 透 視	10
2.5. 透 視 と 撮 影	12
2.6 心 臓 カ テ ー テ ル 検 査 で 使 用 さ れ る 画 像 処 理 法	13
3. 画 像 評 価 用 心 臓 フ ァ ン ト ム	15
3.1. 静 止 フ ァ ン ト ム	15
3.2. 動 態 フ ァ ン ト ム	17
3.3. 既 存 フ ァ ン ト ム の 問 題 点	20
4. 使 用 機 器	21
5. 動 態 フ ァ ン ト ム の 製 作 と 評 価 実 験	21
5.1. 正 常 冠 動 脈 の 平 行 移 動 距 離 の 測 定	21
5.2. 新 た に 考 案 し た フ ァ ン ト ム	24
5.3. 製 作 し た 動 態 血 管 フ ァ ン ト ム の 模 擬 血 管 の 動 き	28

5.4.	残像の定量化	30
5.5.	被写体厚の違いによる残像と粒状性の関係	32
5.6.	リカーシブフィルタの強度の違いによる	
	残像の評価	33
5.7.	動態血管ファントムの視覚評価	34
6.	動態ファントムの製作と評価結果	35
6.1.	正常冠動脈の平行移動距離の測定	35
6.2.	新たに考案したファントム	35
6.3.	製作した動態血管ファントムの模擬血管の動き	37
6.4.	残像の定量化	43
6.5.	被写体厚の違いによる残像と粒状性の関係	52
6.6.	リカーシブフィルタの強度の違いによる	
	残像の評価	56
6.7.	動態血管ファントムの視覚評価	62
7.	考察	64
8.	結語	72
	謝辞	72
	参考文献	73

## 要旨

心臓カテーテル検査・治療において，診療放射線技師の大切な業務のひとつとして，放射線量をできるだけ少なくし，医師が検査・治療を行いやすい画質にすることが挙げられる．そのため，検査・治療に用いる動画像（透視画像，撮影画像）の画像処理が適切かにかかっているかを評価する必要がある．さらに，臨床で使用する動画像を最適な状態となるように調整し，それを維持・管理しなければならない．しかし，現在，動画像の画像処理を評価するためのファントムは少ない．そのため，装置メーカーが推奨する画像処理を臨床で確認しながら，画質を調整しなければならない．そこで，本研究では臨床で求められる最適な動画像に調整するため，動画像特有の画質解析や視覚評価方法が可能な動態ファントムを開発した．新たに開発した動態血管ファントムは，拍動している冠動脈を再現し，臨床で行っている画像処理の評価および調整をファントムで代用することを目指した．また，画像処理（残像）を物理的に解析できるか検討した．動態血管ファントムの開発のポイントは，模擬血管の正確な位置の把握可能であること，常に同じ動きをする再現性のよいこととした．そのため，冠動

脈造影像と同様に画面上を平行移動させるために回転運動を利用し，物理評価と視覚評価が可能となる単純な構造とした．その結果，開発した動態血管ファントムは，同じ位置に信号（模擬血管）とその残像があるため，残像の定量評価が可能となった．したがって，血管撮影装置における画像処理評価において，臨床で行っていた画像処理評価（残像）が動態血管ファントムで代用可能となった．

#### Keyword

- 1) 動態血管ファントム
- 2) Lag
- 3) X線透視画像
- 4) 動画像

## 1. 諸言

心臓カテーテル検査・治療では，常に拍動している冠動脈のブレが，診断・治療の妨げになる可能性がある．そのため，X線透視上における術者の望む画像の提供が課題となっている．

もし，動画像（透視画像，撮影画像）の画像処理をした結果，術者の望む画質の画像にならないければ，検査・治療を行う医師の技術が優れていても，診断・治療を正確に行うことは難しい．術者の望む画質とは，2つの要因があり，一つは信号が明瞭であること，もう一つはノイズが少ないことである．しかしこの2つはトレードオフの関係である．例えば，信号としてガイドワイヤを明瞭に表示すると，ノイズは増加するため視認性は低下する．逆にノイズを減らすためにリカーシブフィルタを用いると動く信号はぶれたような残像が発生し不明瞭になる<sup>1)2)3)</sup>．つまり，リカーシブフィルタを強くかけ過ぎないように適切に信号を強調する必要がある．そのため，我々は，このリカーシブフィルタが適切にかかっているかを評価する必要がある．

また，放射線被ばくを伴う心臓カテーテル検査・治療は，できるだけ短時間で検査・治療を終わらせなければならな

い。それは、検査・治療時間が長くなることで、患者および医療スタッフの放射線被ばくが増加するためである。患者は、繰り返される透視と撮影により、直接放射線を浴びることから、放射線の使用量によっては深刻な放射線皮膚障害を引き起こす可能性がある。しかし、患者が被ばくするのは、検査・治療中のみである。一方、その検査に従事しているスタッフは、散乱線による放射線被ばくを受けることになる。スタッフは、多くの患者の検査・治療に従事するため、被ばく量は日々蓄積され増加していく。そのため、診療放射線技師は、スタッフの散乱線による被ばくをできるだけ少なくしなければならない。透視や撮影をする時間を減らすことで、患者とスタッフの両方の被ばくを低減することが可能となる。透視や撮影の時間を減らすためには、見やすい画質にすることも一つの方法である<sup>1)2)</sup>。例えば、慢性完全閉塞病変の治療で、画質が悪いためにガイドワイヤの認識が難しい場合、治療血管の選択部位に到達するまでに時間を要することがある。また、STENTを留置する位置を決定することが難しくなり、留置する位置を決めるために時間を要する。そこで、画質をガイドワイヤやSTENTが評価しやすくなるように改善することで、透視

時間や撮影回数を減少させ、検査時間を短縮することが出来る。しかし、放射線量を多くすることによる画質の改善は避けなければならない。あくまでも心臓カテーテル検査においては、放射線量と画質の関係が重要となる。そのため、放射線量をできるだけ少なくし、医師が検査・治療を行いやすい画質にすることが、スタッフの被ばくを減らすための一助となる。

したがって、診療放射線技師は画像評価を行い、臨床で使用する画像が最適な状態となるように調整し、それを維持・管理することが重要である。しかし、現在、画像処理を評価するためのファントムは少ない。そのため、臨床で求められる最適な画像とするための評価が可能な動態血管ファントムの作成が必要である。それは、冠動脈造影と同様に画面上を平行移動する模擬血管ファントムが望ましい。そこで、2次元的に冠動脈の動きを再現した動態血管ファントムを開発した。本研究においては、回転運動を利用し物理評価と視覚評価が可能となる単純な構造とした。新たに作成したファントムが拍動している冠動脈を再現し、臨床で行っている画像処理の評価および調整をファントムで代用することを目指した。また、画像処理を物理的に解



析できるか検討した。

## 2. 心臓カテーテル検査について

### 2.1. 心臓カテーテル検査

心臓カテーテル検査<sup>1)</sup>とは、末梢動脈または末梢静脈から冠動脈および心腔へカテーテルを挿入し、血管造影、血管内超音波検査、心拍出量の測定、心内膜心筋生検および心筋代謝の測定を含む様々な検査を行うことである。この検査は、冠動脈、心機能を把握し、治療もしくは治療法の選択するために施行される。心臓カテーテル検査は、大きく左心カテーテル検査と右心カテーテル検査の2種類に分けられる。

左心カテーテル検査とは、左心系（大動脈、左心室、冠動脈など）の検査を総称したものである。冠動脈の解剖、病態の評価、大動脈血圧および全身血管抵抗、大動脈弁および僧房弁の機能、左心室圧および左心室機能を評価するために行われる。方法としては、大腿動脈、橈骨動脈、上腕動脈を経皮的に穿刺した後、カテーテルを挿入し、大動脈を介して冠動脈や大動脈弁を通過して左心室に挿入して検査を行う。

右心カテーテル検査とは，右心房，右心室，肺動脈圧，肺動脈楔入圧などの心機能を評価するために施行される．さらに，肺血管抵抗，三尖弁または肺動脈弁の機能および右心室圧の評価にも有用である．この手技は，大腿静脈，鎖骨下静脈，内頸静脈，または前肘静脈を経皮的に穿刺した後，カテーテルを中心静脈へと進め右心房，三尖弁を通じて右心室，肺動脈弁，肺動脈の順に進め検査を施行する．左心カテーテル法の冠動脈造影（coronary angiography；CAG）や経皮的冠動脈形成術（Percutaneous Coronary Intervention；PCI）においては，冠動脈の狭窄や閉塞の検査・治療であり，狭心症や心筋梗塞を対象としているため，緊急性が高い場合がある．

冠動脈を検査・治療する上で，狭窄や閉塞を正確に診断するために，多方向から観察する必要がある．解剖学的にみた冠動脈位置より，右前斜位（RAO）と左前斜位（LAO），頭側方向（cranial），尾側（caudal）の4方向を組み合わせて撮影している．撮影方向や角度は，施設によって異なる．一般的に右冠動脈は3方向，左冠動脈は4方向の撮影を行う．以下に撮影方向と観察部位の一例を示す．

## 【右冠動脈】

- ・ LAO 60° : 右冠動脈全体と房室結節枝，洞結節枝
- ・ LAO 30° / Cranial 30° : 遠位部，後下行枝や後側壁枝
- ・ RAO 30° : 右冠動脈全体（起始部，#3を除く）と  
円錐枝，右室枝，左前下行枝への側副血  
行路

## 【左冠動脈】

- ・ RAO 30° / Caudal 30° : 前下行枝本幹，  
特に近位部と回旋枝全体
- ・ RAO 30° / Cranial 30° : 前下行枝と対角枝の分離
  - ・ 回旋枝末端部
- ・ LAO 40° / Cranial 30° : 前下行枝全体，対角枝の分岐部  
と対角枝全体，回旋枝の中間部  
や分岐部
- ・ LAO 60° / Caudal 30° : 左主幹部・前下行枝と回旋枝の  
分岐部

## 2.2. 血管撮影装置

心臓カテーテル検査・治療に用いる血管撮影装置<sup>1)2)</sup>は，循環器専用X線血管撮影装置を用いることが多い。循環器専用X線血管撮影装置に必要とされることは，診断・治療

を行う上で優れた性能，すなわち高画質の透視・撮影画像，低被ばく線量，優れた装置操作性，バイプレーンで心血管の診断・治療に最適な視野サイズが得られることなどが挙げられる．中でも高画質，低被ばく線量は重要な課題である．血管撮影装置は，X線発生装置，X線機械装置，X線映像装置，X線画像処理装置などで構成されている．特に画質と被ばくに関与している箇所が，X線映像装置のX線検出器とX線画像処理装置である．

近年，X線検出器は Image Intensifier（以下，I.I.）から Flat Panel Detector（以下，FPD）に移行している．FPDシステムは，間接変換方式と直接変換方式がある．間接変換方式は，ヨウ化セシウム（以下，CsI）や蛍光体でX線を光に変換した後，フォトダイオードで電荷量に変換する仕組みであるため，I.I.システムと同様の光の散乱などからボケが生じる可能性がある．一方，直接変換方式は，X線のエネルギーをアモルファスセレン（以下，a-Se）で直接電荷量に変換する方式であるため散乱によるボケが生じないため，原理的には高いMTF特性を有し，コントラスト分解能に優れている．このようにX線を効率よく電荷に変換することが可能となることで，低線量で高画質化が期待され

ている。しかし、高電圧を印加するため電気のノイズが発生する、また素材の性質により温度や湿度の維持管理が大変であるため、現在臨床では間接変換方式が多く使用されている。

### 2.3. 放射線被ばく

心臓カテーテル検査は、X線を患者に照射して得られる画像を用いて診断および治療を行う。その際、2種類のX線が発生する<sup>1)</sup>。心臓カテーテル検査において、よく問題とされるのは一次X線である。一次X線とは、X線装置から直接患者に照射されるX線をいい、患者被ばくの大半を占める。一方、患者の身体から放射されるX線を二次X線といい、医療従事者の被ばくの大部分は二次X線によるものである。患者に入射した一次X線は患者の身体を構成している原子の軌道電子と衝突し、軌道電子をはじき出してエネルギーを失い（光電効果）、軌道電子と衝突し入射方向と異なった方向へ散乱される（コンプトン散乱）等の相互作用が生じ、その際に発生するX線が二次X線である。

### 2.4. パルス透視

透視には、連続透視とパルス透視<sup>1)</sup>がある。連続透視とは、透視している間は常にX線を照射し続けるのに対し、

パルス透視とは X 線をパルス状とすることにより被検体の被ばく量を低減することができる透視方法である。このパルス状の X 線は、パルス幅（X 線照射時間；ms もしくは millisecond）および 1 秒間あたりのパルス回数の設定により、X 線量を調節することができ、CAG や PCI における被ばく低減法としてパルス透視が有効である。血管撮影装置によりその仕様は異なるが、30, 15, 7.5, 4 p/s (plus/second) などパルスレートを選択することができる。このパルスレートが低くなるにつれて被ばく線量が低下する。パルス透視以外に放射線量に関する要因として、管電圧、管電流、パルス幅がある。パルスレートと X 線量は、ほぼ比例関係にあるとされるが、現在の血管撮影装置では低パルスレートを選択したとしても、患者の体厚や C アームの角度による体厚の増加などにより、画質を維持するために自動的にパルス幅を広くすることや管電流を多くするなどの機能が働き、高レートパルス透視と変わらない X 線量を照射する場合がある。また、高いパルスレートでは連続透視と変わらない線量が照射されるため、使用する装置の性能をよく理解する必要がある。患者の被ばく低減を目的として低レートパルス透視を選択することが必要となるが、低レート

のパルス透視は，カテーテルやガイドワイヤの観察を妨げる場合があるため，検査目的に合わせ術者と十分に検討することが重要である．

## 2.5.透視と撮影

透視は，X線を照射している間をリアルタイムに動画として観察することができる．そのため，検査・治療においてはガイドワイヤおよびカテーテル操作，デバイスの位置決めなどに用いられる．したがって，長時間X線を患者に照射し続けるため，少ないX線量で画像を作成している．撮影は，血管内に造影剤を投与するなど，その状態を診断するために記録・保管するために利用される．撮影時に1パルスで得られた画像を1フレームと定義され，フレームレートはfps(frames per second)で表される．撮影画像は，透視よりも高画質な動画を要するため，X線量は透視よりも多い．近年，透視画像のデジタル化，高画質化および透視保存機能の充実化が図られ，従来撮影されていた画像が，用途や内容により透視保存に置き換わっている．本論文においては，透視はパルスレート (p/s)，撮影はフレームレート (fps) と記す．

## 2.6. 心臓カテーテル検査で使用される画像処理法

リカーシブフィルタは，血管撮影において，透視画像や動画撮影に施されている画像処理技術の一つとして，ノイズ低減を目的としたリカーシブフィルタ処理（フレーム間画像処理）<sup>1)3)4)</sup>があり，一種の時間フィルタである．連続するフレーム間で現在の画像にある重み付けをした過去（直前）の画像を加算することによりノイズを低減させる処理である．このリカーシブフィルタ処理を強くするとノイズ低減効果が大きくなるが，動きの速い信号はボケてしまう．

DR 圧縮処理は，人体を透視・撮影した場合，肺と縦隔のように X 線透過度の違いにより画像上大きな濃度差が生じることが多い．このように大きな濃度差が存在する場合，一般的な階調処理では，画像中の特定の箇所を対象とした濃度変換が行われる．しかし，対象としない領域の画像は黒くもしくは白く潰れたような画像になる．これに対して，画像の広範囲を同時に把握できるように対象としない方の濃度域に対してのみ濃度変換を実施し，その範囲外では原画像の濃度を維持する局所的な階調処理がある．この局所的な階調処理は，ダイナミックレンジ（Dynamic Range； DR）



圧縮処理<sup>3)4)</sup>と呼ばれる。医用画像では、主に可視不良な低濃度域、(あるいは高濃度域)を可視できる濃度域に引き上げる(あるいは引き下げる)ために使用される。DR圧縮処理は、局所的な濃度域において高周波成分のコントラストは保持しつつ、低周波成分のコントラストのみを調整する階調処理であるともいえる。

ボケマスク処理(unsharp mask処理)は、画像の鮮鋭化の代表的な処理法として、ボケマスク処理<sup>3)</sup>が挙げられる。鮮鋭化とは、高周波強調処理のことで、ぼやけた輪郭を強調する処理のことをいう。例えば、画像を平滑化し原画像との差分像を作成することで画像の高周波成分を抽出し、差分像を原画像に加算することで画像の鮮鋭化を行う。重み係数は強調の度合いを示し、マスクサイズは、強調したいパターンにより領域を決定する。マスクサイズを大きくすることでより低周波数領域が強調される。

### 3. 画像評価用心臓ファントム

現在，画像評価用として，血管撮影領域あるいは他のモダリティでも使用可能な様々なツールが販売されており，評価する内容により選択する必要がある．以下に，静止ファントムと動態ファントムに分類した製品の一部を示す．

#### 3.1. 静止ファントム

- ・ REX 透視・撮影用 X 線ファントム（ドイツ PTW 社製，アクロバイオ株式会社）（Fig. 1）：X 線システムの受入検査および不変性試験に利用可能で IEC 61223-3-1 に適合している．
- ・ 血管撮影用 QC ファントム（九州循環器撮影研究会）（Fig. 2）<sup>5)</sup>：画像のコントラスト，鮮鋭性，粒状性など総合的な画質評価が行え，血管撮影装置，画像処理などの変動を簡便に把握できる．また，自作することができるため，低コストである．

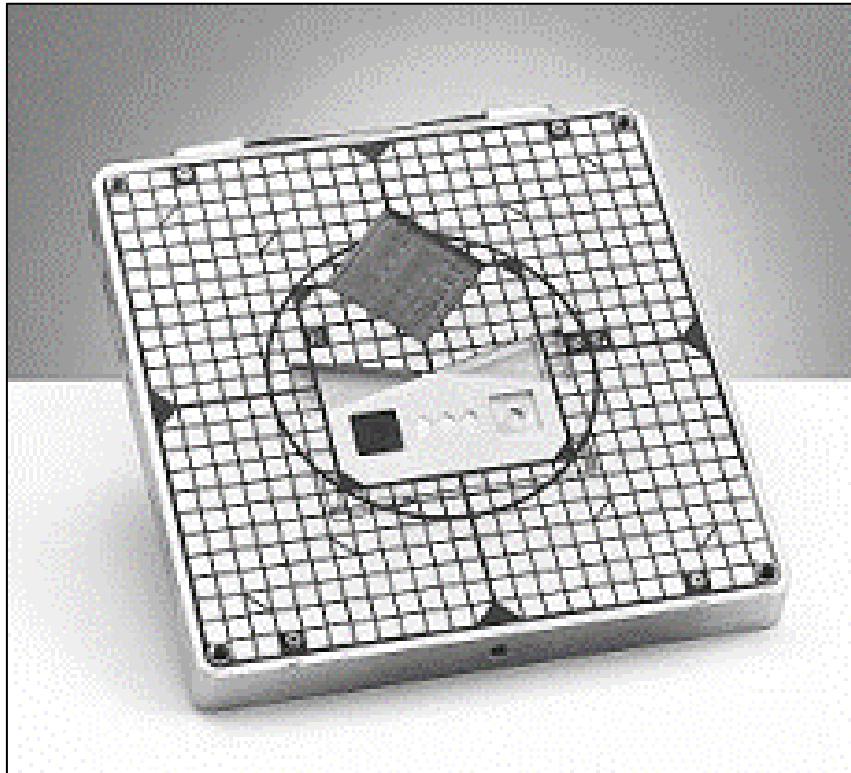


Fig. 1 REX 透視・撮影用 X 線ファントム (ドイツ PTW 社製 : HP より引用)

1. 0.08mm φ ピアノ線
2. 0.10mm φ ピアノ線
3. 0.12mm φ ピアノ線
4. 0.14mm φ ピアノ線
5. 0.16mm φ ピアノ線
6. 0.20mm φ ピアノ線
7. 0.26mm φ ピアノ線
8. 2.1mm厚銅板
9. 2.5mm厚銅板
10. 1枚フィルム片(5mm φ)
11. 1枚フィルム片(5mm φ)
12. 2枚フィルム片(7mm × 7mm)
13. 3枚フィルム片(7mm × 7mm)
14. 4枚フィルム片(7mm × 7mm)
15. 5枚フィルム片(7mm × 7mm)
16. 6枚フィルム片(7mm × 7mm)
17. 7枚フィルム片(7mm × 7mm)
18. 8枚フィルム片(7mm × 7mm)
19. 1.5mm厚銅板+1.0mm厚アクリル
20. 1.0mm厚銅板+1.0mm厚アクリル
21. 0.5mm厚銅板+1.0mm厚アクリル
22. 2.0mm厚銅板+1.0mm厚アクリル

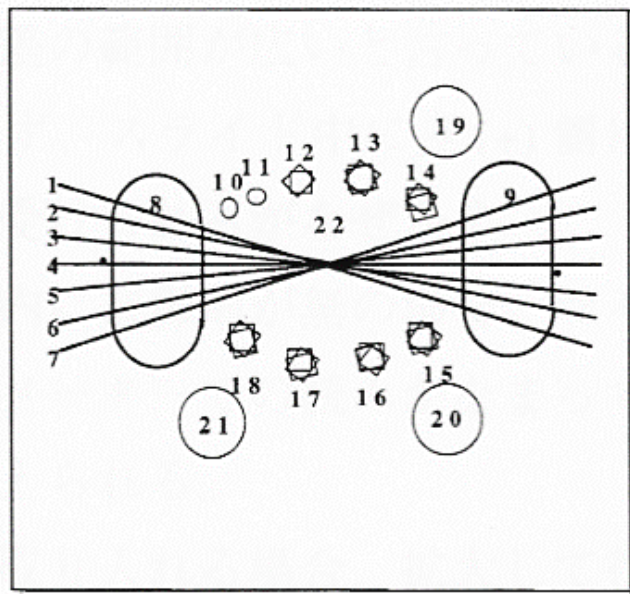


Fig. 2 血管撮影用 QC ファントム

(九州循環器撮影研究会全国循環器撮影研究会誌より引用)

### 3.2. 動態ファントム

- ・心電同期心臓 CT 用ファントム（京都科学）（Fig. 3）<sup>6)</sup>：  
モータによるカム構造で擬似左心室には軟質ウレタンを用いている。左心室駆出率の評価や擬似左心室ファントムの表面に血管評価用模型器具を貼ることにより，臨床上の冠動脈の石灰化の評価及び血管狭窄の評価も可能である。
- ・動態心臓ファントム ALPHA シリーズ（フヨー株式会社）：  
MRI, MDCT, RI など組み合わせにより様々な評価を行うことができる。サーボモータによりシリンダのピストンを動かし，シリンダ内の造影剤等をラバーと呼ぶゴムの袋に出し入れし，心臓の動きを模擬している。ラバーにより心室の大きさの変更が可能で，ストロークを変えることにより，容積変化を再現している。さらに，冠動脈ファントムとして様々な形状，材質の狭窄，ステント挿入，ステント内に狭窄留置可能である。全て研究目的に合わせた特注品である。
- ・動態冠動脈ファントム MOCOMO Advanced（米国 Johns Hopkins University とフヨー株式会社の共同研究）（Fig. 4）：  
MDCT による冠動脈の描出能の評価に利用でき，Z 軸

シフトがすることによりねじれ動作を再現している。さらに、心拍数のコントロールや心電図同期パルス出力することが可能である。

- ・ Model 901 心臓血管透視装置用ファントム（CIRS社，アクロバイオ株式会社）：心臓カテーテル検査画像の評価と標準化のために，SCA&I(米国心臓血管インターベンション学会)およびNEMA(全米電気機器製造業者協会)の協力を基に開発され，NEMA XR21に準拠した性能標準を有している。評価項目は，空間分解能，低コントラストロード造影剤検出能，体厚の範囲，動くターゲットの不鮮明具合およびファントム入射線量である。

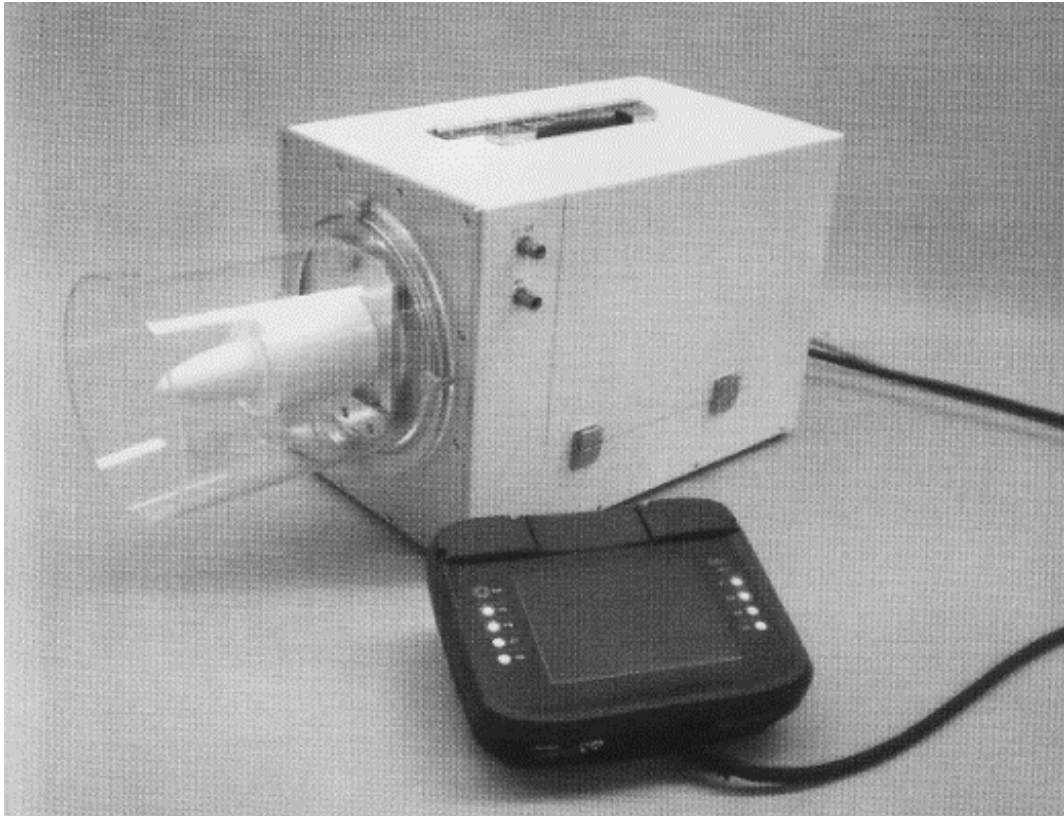


Fig. 3 心電同期心臓 CT 用ファントム

(京都科学 カタログより引用)

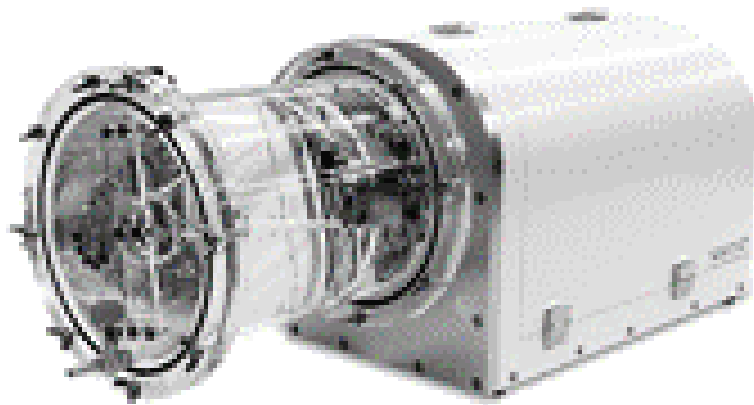


Fig. 4 動態冠動脈ファントム MOCOMO Advanced

(フヨー株式会社 HP より引用)

### 3.3. 既存ファントムの問題点

これらのファントムの問題として、①静止画を対象とした機能である、②静止ファントムは動画像の評価には適さない、③動態ファントムは、CT、MRI用が多く、透視・撮影の動画像評価を対象としたものが少ない、④心機能解析用のものが多く、冠動脈の動きに特化したファントムは少ない、⑤視覚評価を対象としたものが多く、物理評価を対象としたものが少ない、⑥大型で日常的に使用することは困難である、などが挙げられる。既存の動態ファントムは、臨床において評価すべき対象物（血管など）の動きと異なる場合がある。また、冠動脈の本来の動きを正しく表現しているか否かが不明であり、視覚評価は可能であっても、客観的な判断としての物理評価が困難である。以上により、今までにない小型、軽量、簡便な臨床現場における日常的な画質の管理や画質向上を目的とした調整に簡便に使用できるツールが必要である。

#### 4. 使用機器

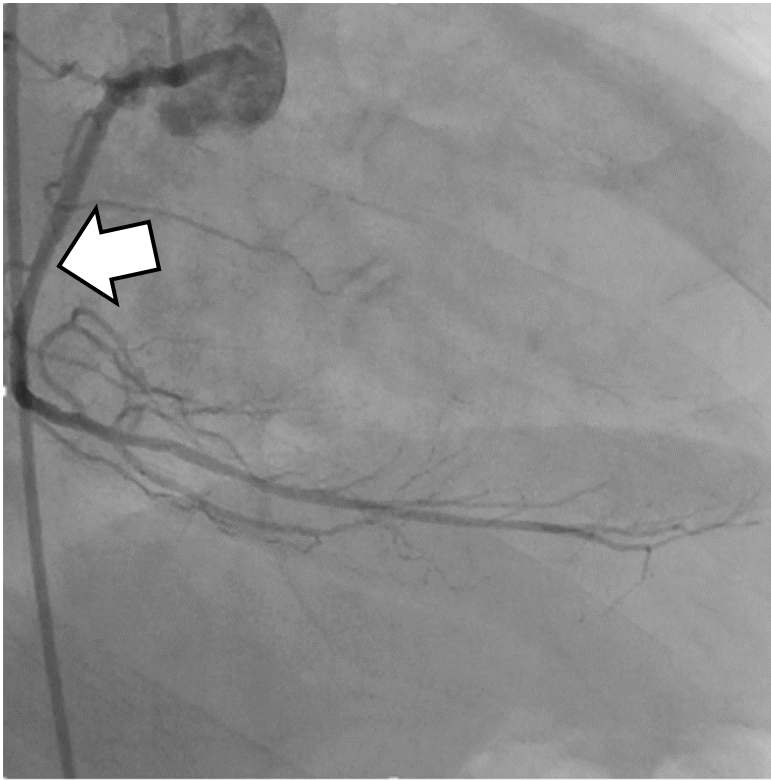
- ・血管撮影装置：AlluraXper10/10（PHILIPS）
- ・自作動態血管ファントム
  - アクリル円盤：半径 150 mm，厚さ 5 mm
  - アクリル板（土台）：20 mm
  - アルミニウム線：直径 3 mm
- ・回転モーター：SMK516A-A（ORIENTAL MOTOR）
- ・動画ビューワ：Kada-view（Photron）
- ・ImageJ

#### 5. 動態ファントムの製作と評価実験

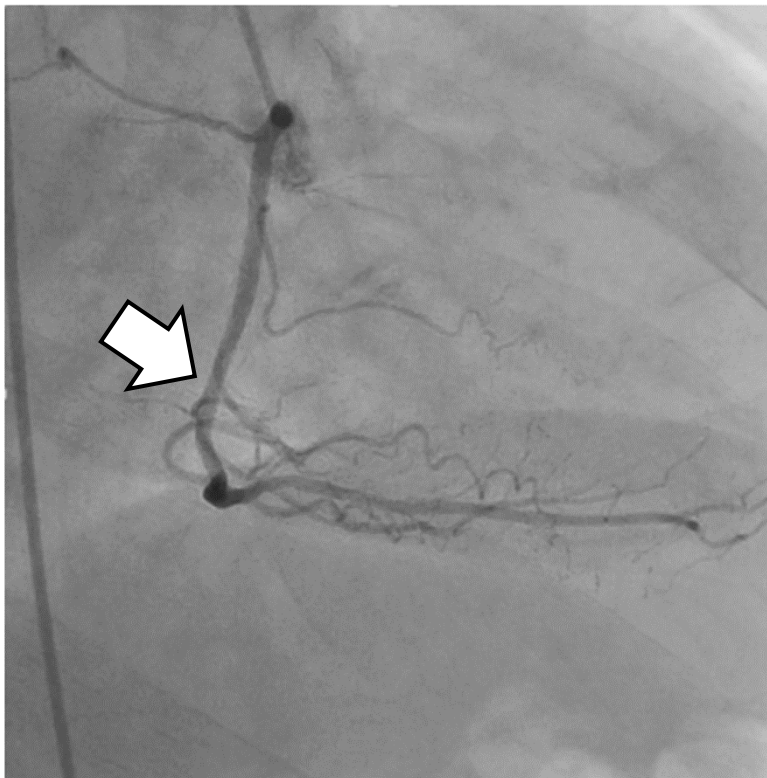
##### 5.1. 正常冠動脈の平行移動距離の測定

正常な冠動脈造影画像として，血管撮影装置を用いて Frame rate 15 fps にて撮影した際，心拍数 60 bpm（beats per minute），左心室駆出率が 60 % 以上を想定した．参考とした冠動脈造影の撮影角度は，最も冠動脈の移動距離が大きい右冠動脈造影の撮影角度の RAO 30° を選択した．参考とした臨床画像を fig. 5 に示す．





a) 拡張末期像



b) 収縮末期像

Fig. 5 参考臨床画像（正常な右冠動脈造影像）



a ) 最大拡張期 (基準)



b ) 最大拡張期の次のフレーム



c ) 最大拡張期の2つ先のフレーム

Fig. 6 冠動脈の平行移動距離測定

冠動脈造影画像の画面上の冠動脈平行移動距離を求めた。計測のポイントは、fig.5に示す矢印の右冠動脈本幹と鋭角枝（acute marginal branch：AM）分岐部とした。冠動脈の移動距離は、最大拡張期を基準位置とし、1 Frame毎に基準位置からの冠動脈の移動距離を計測した。平行移動距離はImageJ<sup>8)</sup>を使用し画素数から算出した。計測方法をFig.6に示す。

## 5.2. 新たに考案したファントム

既存ファントムの問題点を考慮した新しいファントムを考案した。臨床において評価すべき対象物は血管である。血管の動き、すなわち冠動脈の本来の動きを再現する必要がある。さらに、模擬心臓や模擬血管がただ動くだけでなく、模擬血管の正確な位置が把握可能かつ常に同じ動きをする再現性のよいファントムの作成を目指した。

本来、冠動脈は3次元的な移動をするが、投影像は平行移動のように画像化される。そこで模擬血管は、画面上を平行移動するものとした。しかし、平行移動をピストン運動で再現するには機構が複雑になりすぎる。そのため、Fig.7に示すように円形の模擬血管の中心を回転中心からずらして回転させることで平行移動を再現した。

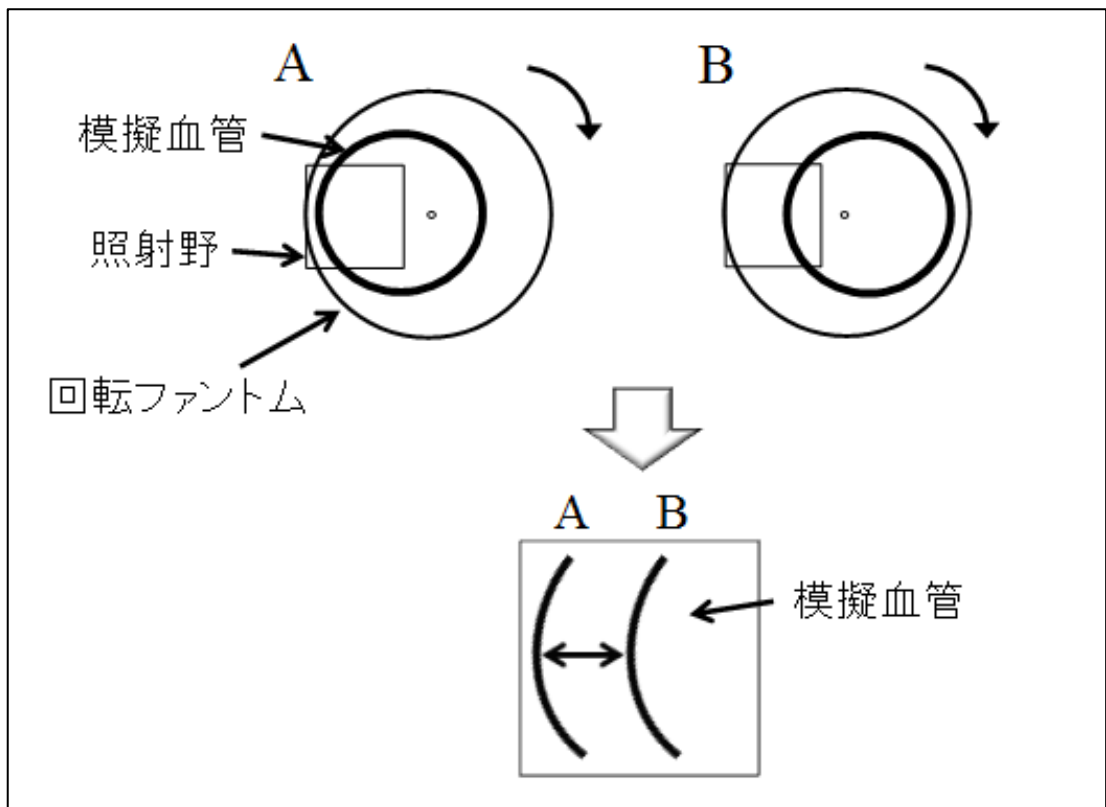
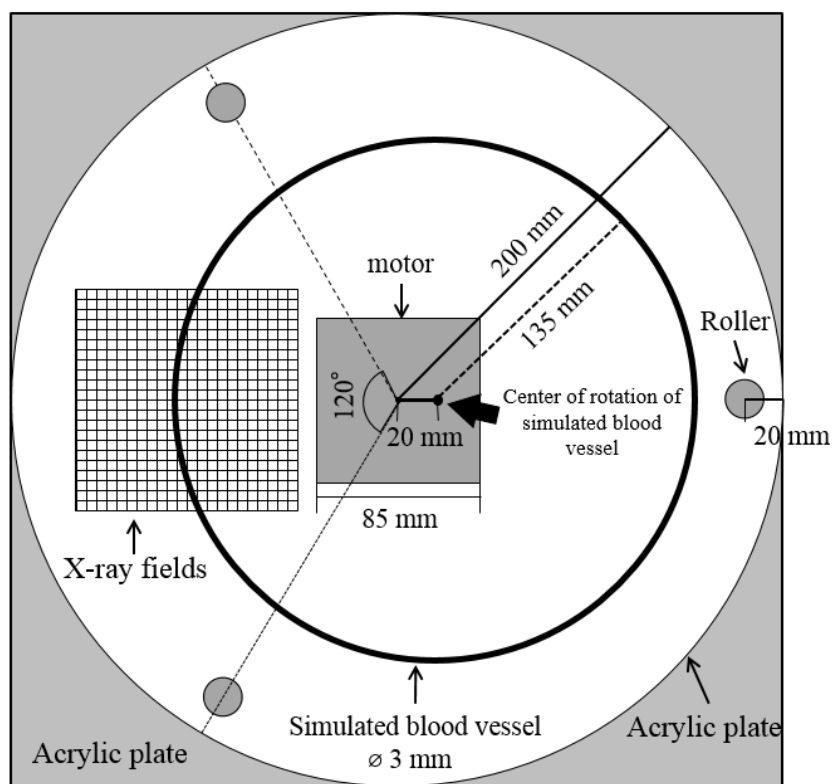
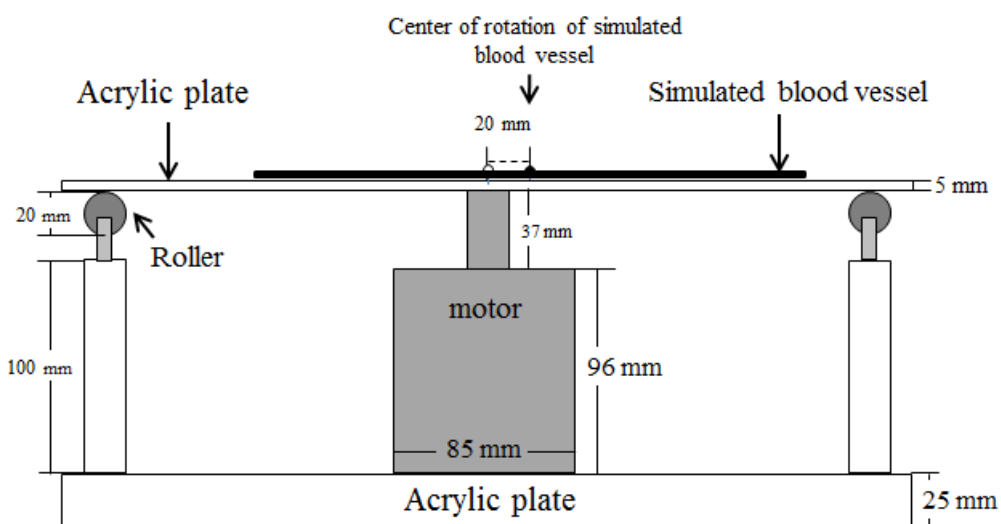


Fig. 7 ファントムの概要

まず，アクリル円盤を用意した．そのアクリル円盤の上に模擬血管に見立てたアルミ線（以下，模擬血管）を円盤より小さい直径で真円形に設置した．円盤と模擬血管の回転中心をずらし，一部の領域を観察することにより，模擬血管の左右運動を再現した．動態血管ファントムは，心拍数 60 bpm の正常な冠動脈造影画像を再現するため，1 回転が 1 心拍分の動きとなるように 60 rpm のモータを使用した．土台として，アクリル板 25 mm を使用し，その中央にモータを設置した．半径 200 mm，厚さ 5 mm のアクリル円盤の上に模擬血管に見立てたアルミ線（以下，模擬血管）を半径 135 mm の真円形に設置した．模擬血管は，冠動脈を想定し直径 3 mm とした．また，アクリル円盤の外側端から内側に 20 mm の位置に，120° 毎に上部にローラー設置したアクリル円柱を配置した．その理由は，アクリル円盤がローラー付き円柱のローラー部分の上を回転するため，回転運動の歪みを軽減させることである．さらに，動態血管ファントムの撮影条件を人体の体厚に近づけるために，アクリル円盤（厚さ 5 mm）と土台アクリル板（25 mm）の間にアクリル板を 120 mm 追加し，総アクリル厚を 150 mm とした．



a ) Top view



b ) Side view

Fig. 8 ファントムの設計図

アクリル厚を体厚に近づけることにより，臨床に近い撮影条件で動画像を評価することができるようになった．動態血管ファントムの設計図を Fig. 8 に示す．

### 5.3. 製作した動態血管ファントムの模擬血管の動き

冠動脈造影の冠動脈の動きと動態血管ファントムの模擬血管と動きを比較した．血管撮影装置で動態血管ファントムの透視を行った．検査プログラムは，臨床で使用している冠動脈造影のプログラム（管電圧および管電流：Auto，透視：7.5 p/s），視野サイズは 8 inch を使用した．透視のジオメトリは，臨床における冠動脈造影とほぼ同等の SID（Source Image receptor Distance）である 100 cm とし，模擬血管の位置は患者照射基準点とした．血管撮影装置のジオメトリを Fig. 9 に示す．得られた動態血管ファントム画像の模擬血管が最も外側にある画像を基準とし，最も内側に移動した画像まで 1 Frame 毎に模擬血管の移動距離を計測した．

そして，5.1. で求めた臨床画像の正常冠動脈の動き（移動距離）と動態血管ファントムの模擬血管による動きを比較し再現性を確認した．

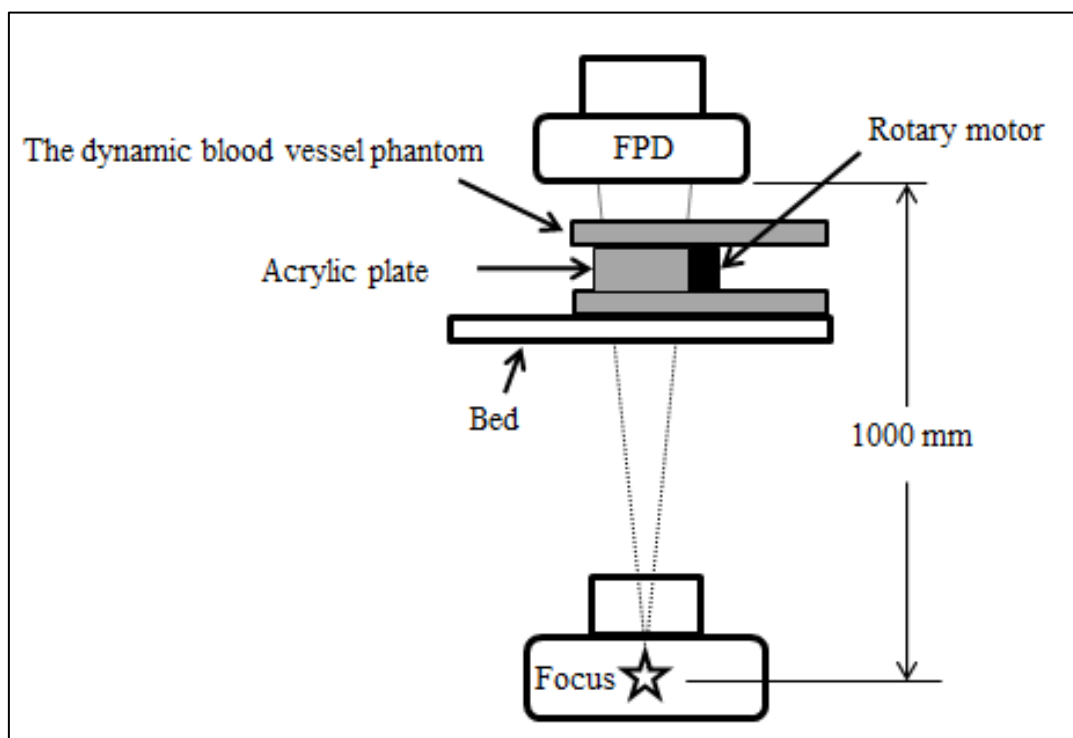


Fig. 9 血管撮影装置のジオメトリ



#### 5.4. 残像の定量化

5.3 で得られた透視画像の残像の定量化を行った。測定方法を Fig. 10 に示す。測定箇所は、違う動きをする 2 つの Point とした。ひとつは、模擬血管が最も外側へと動いているタイミングとし、そこを Point A とした。もう一箇所は、外側から内側へと動いているタイミングである Point A から 3 フレーム後を Point B とした。測定方法は、ImageJ を用いて ROI (Region of Interest) を幅  $150 \times 1000$  画素として画像の中心に設定し Profile curve を描いた。ROI にある程度の幅を持たせた理由は、信号である模擬血管がノイズに埋もれてしまうことを防ぐためである。得られた Point A および Point B の Profile curve より残像の有無を計測した。測定のため、連続する 4 枚の画像を取得し、一番古い時刻の画像を Frame 0、次に古い画像を Frame 1、一番新しい画像を Frame 3 とした。残像の定量評価は、Frame 1 の Profile curve から信号のある位置を ROI に設定し、その平均画素値を求めた。同様にその前後の Frame に対して同じ ROI の位置での平均画素値を求めた。次に Frame 0 とそれぞれの Frame の平均画素値の差を求めた。最後に Frame 0 と Frame 1 との差を 1.0 に規格化した。

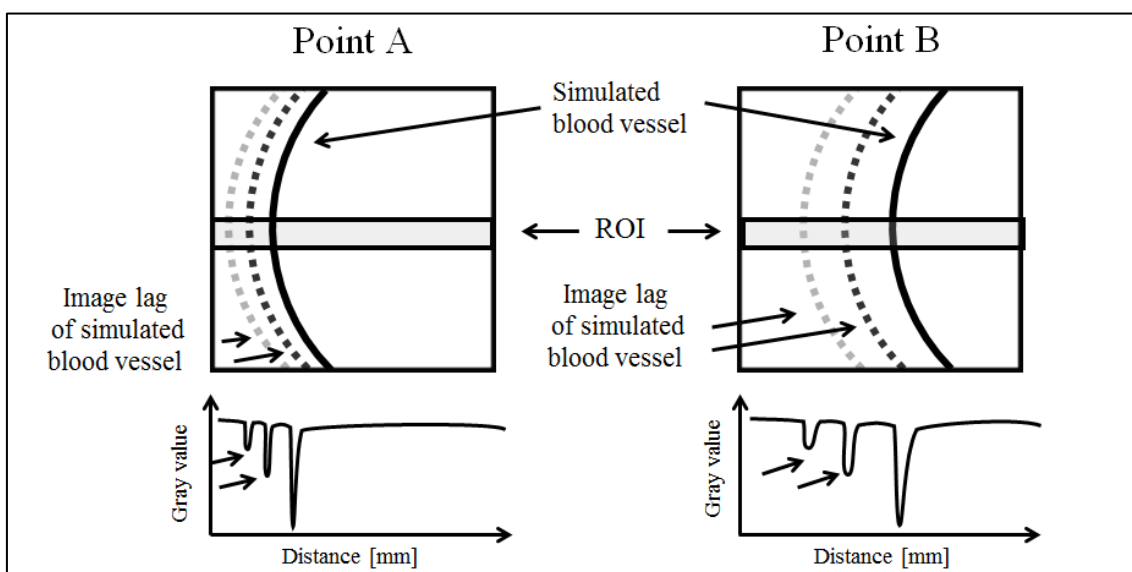


Fig. 10 残像を評価するための画像解析方法

(上段：画像上のROIの設定方法，

下段：Profile curveの描き方)

Frame 0 と Frame 1 との差は信号であり， Frame 0 と Frame 2， Frame 0 と Frame 3 の差は， 信号ではないので残像と考えられる．

#### 5.5. 被写体厚の違いによる残像と粒状性の関係

被写体としてアクリル板を使用し， 実験を行った． 血管撮影装置を用いて， 動態血管ファントムを動かした状態とし， 総アクリル厚を 5 cm ， 10 cm ， 15 cm ， 20 cm ， 25 cm と変化させ透視画像を収集した． 透視プログラムは， 臨床で使用している冠動脈造影のプログラム（管電圧および管電流：Auto， 透視：7.5 p/s）， 視野サイズは 8 inch を使用した． 透視のジオメトリは， 5.3.と同様とした． 得られた透視画像から残像（以下， Lag）が評価できる模擬血管（以下， 信号）が外側から内側に向かう同じタイミングの画像を選択し， 静止画として切り出した． Lag の解析は， ImageJ を用いて ROI（Region of Interest）を幅 150×1000 画素とし， 画像の中心に設定し profile curve を描いた．

Lag の定量評価は， 5.4.と同様の方法で行い， 連続する 4 枚の画像（Frame 0， Frame 1， Frame 2， Frame 3）を取得し解析を行った． そして， アクリル厚の違いによる Lag への影響を評価するため， アクリル厚 5 cm の信号を 1.0 に規格

化した。また、粒状性を評価するために RMS (root mean square granularity) 粒状度も評価した。

#### 5.6. リカーシブフィルタの強度の違いによる残像の評価

血管撮影装置を用いて、動態血管ファントムの静態と動態の2パターンの透視像を収集した。検査プログラムは、画像処理をかけていない実験用プログラム（管電圧および管電流：Auto，透視：7.5 p/s），視野サイズは 8 inch を使用した。透視のジオメトリは 5.3.と同様とした。収集した透視像は，ImageJ を用いてリカーシブフィルタの強度を 6 段階（A：なし，B：弱い，C：やや弱い，D：中間，E：やや強い，F：強い）に変化させた画像を作成した。次に，リカーシブフィルタ強度の異なる 6 種類の画像について，残像が評価できる模擬血管が外側から内側に向かう同じ frame を選択し，静止画として切り出した。残像の解析は，ImageJ を用いて ROI (Region of Interest) を幅 150×1000 画素とし，画像の中心に設定し Profile curve を描いた。得られた Profile curve の Gray value からそれぞれの動画像の模擬血管（信号）を基準としたときの Lag (Lag 1, Lag 2) を定量評価した。Lag の定量評価は，5.4.と同様の方法で行った。また，粒状性を評価するために RMS 粒状度も求めた。さら

に，各画像の残像の見え方について視覚評価を行った．

### 5.7. 動態血管ファントムの視覚評価

5.3.で得られた動態血管ファントムの透視および撮影の動画像と臨床の右冠動脈造影（RAO30°）の透視および撮影の動画像をそれぞれ比較した．評価項目は，（1）臨床の冠動脈造影像と同等の動きをしているか，（2）画像処理の評価が可能であるか，（3）本ファントムをより良いものにするために必要なこと，の3項目とした．方法は，臨床画像と動態血管ファントムの動画像を同一サイズで並べて表示し観察した．観察に使用したモニタは，同一モニタ1台とし，分割表示をすることで視覚評価への影響を考慮した．対象は，血管撮影業務に携わる診療放射線技師4名とした．

## 6. 動態ファントムの製作と評価結果

### 6.1. 正常冠動脈の平行移動距離の測定

平行移動距離を計測した結果を Table 1 に示す。最大拡張期を Frame 0 とし 1 frame あたりの移動距離は最少 0.6 mm, 最大 7.6 mm, 平均 3.3 mm であった。また, 基準値から最大収縮期までの各 frame 間の移動距離は平均 25.1 mm であった。

Table 1 参考とした右冠動脈造影像の平行移動距離

( RAO 30° )

Frame	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
平均移動距離 [mm]	0.0	3.6	6.9	14.5	20.7	22.9	24.5	25.1	22.9	19.0	16.2	14.9	13.9	7.5	0.9

### 6.2. 新たに考案したファントム

制作した動態血管ファントムの写真を Fig. 11 に示す。

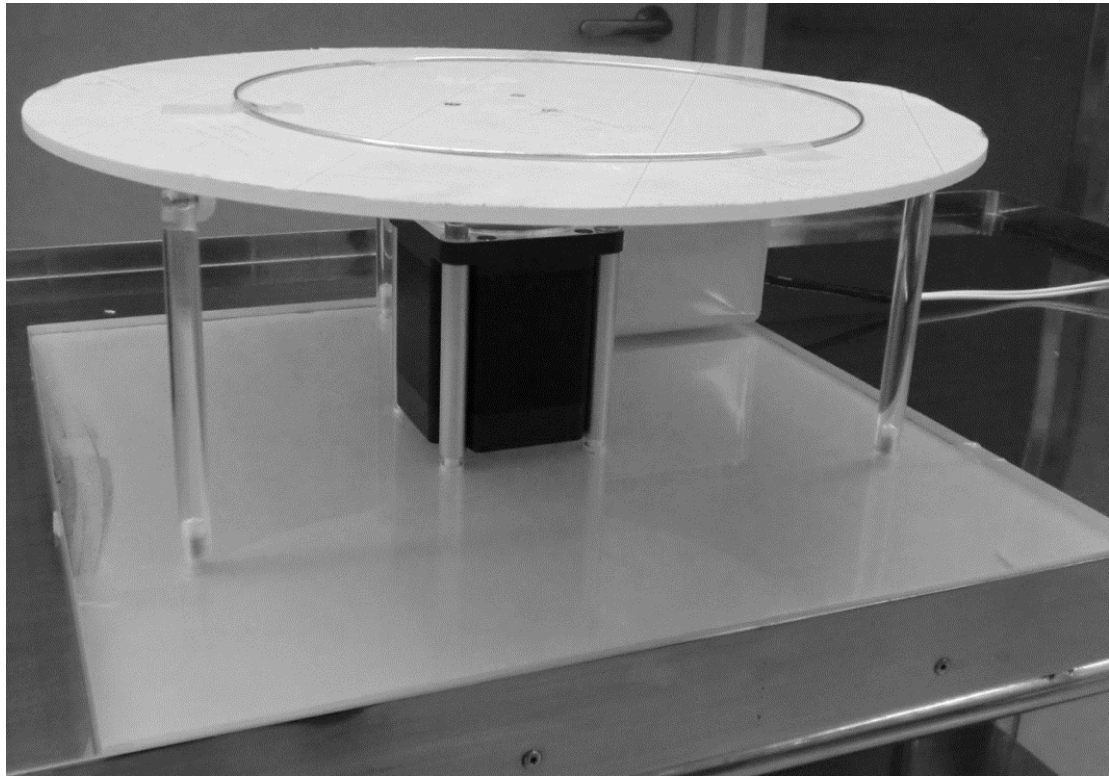


Fig. 11 製作した動態血管ファントム（写真）

### 6.3. 製作した動態血管ファントムの模擬血管の動き

1 秒間 1 回転のモータに，作成した動態血管ファントムを接続し，血管撮影装置にて撮影した画像を Fig.12 に透視画像を示す．

透視画像は，模擬血管であるアルミニウム線が造影剤で満たされている冠動脈を再現していた．また，動態血管ファントムの回転運動により模擬血管が左右に移動し，平行移動と類似した動きをした．さらに，模擬血管の残像が生じていること，血管を強調する処理がかけられていることが確認できた．動画像として観察することにより，臨床の動画像に近い状態での画像処理を見極めることが可能であった．1Frame ずつ静止画として観察することにより，残像の位置の確認や血管周囲への画像処理の効果をより詳細に表示することが可能であった．

臨床画像である右冠動脈造影の動画像と動態血管ファントムの動画像を比較した静止画を Fig.13 に示す．臨床の右冠動脈造影は，収縮末期から拡張期まで 0.25 秒毎の静止画を示し，動態血管ファントムの動画像は，臨床と同様の模擬血管が収縮末期を示す回転半径が最小値を示す場所



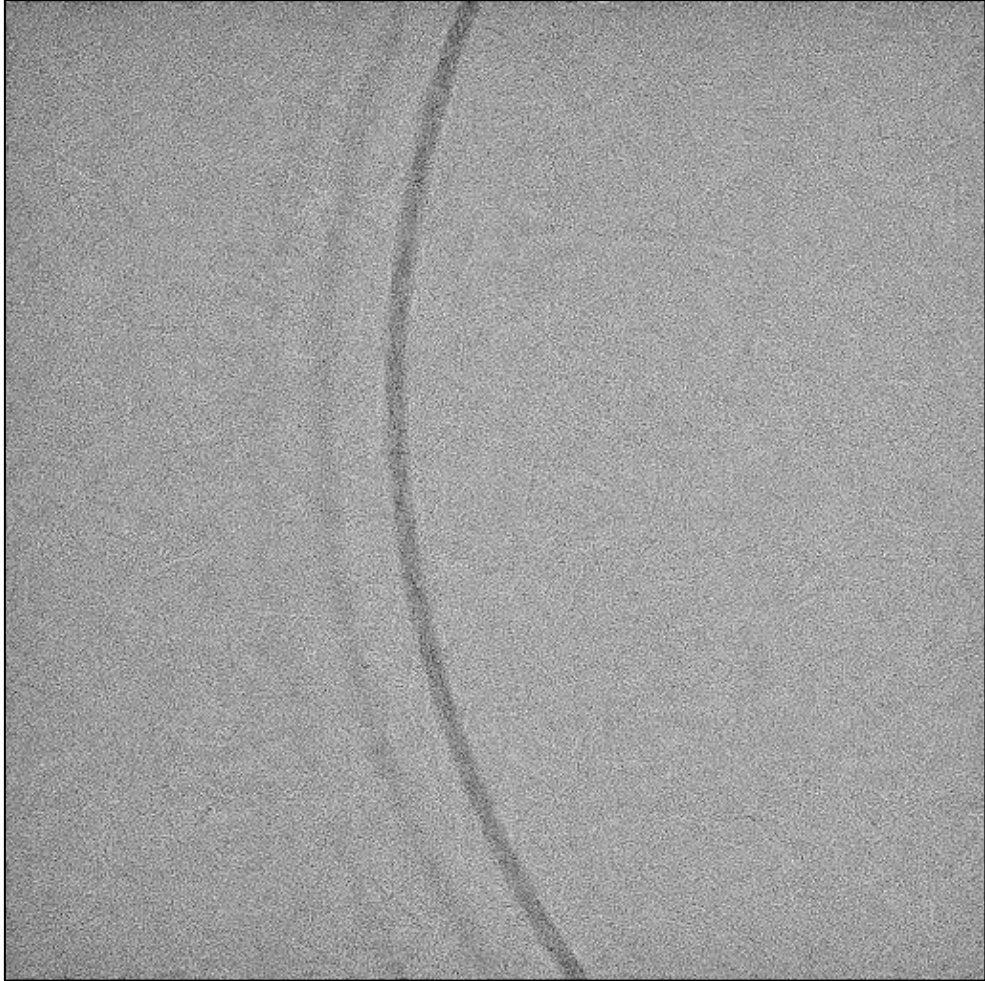
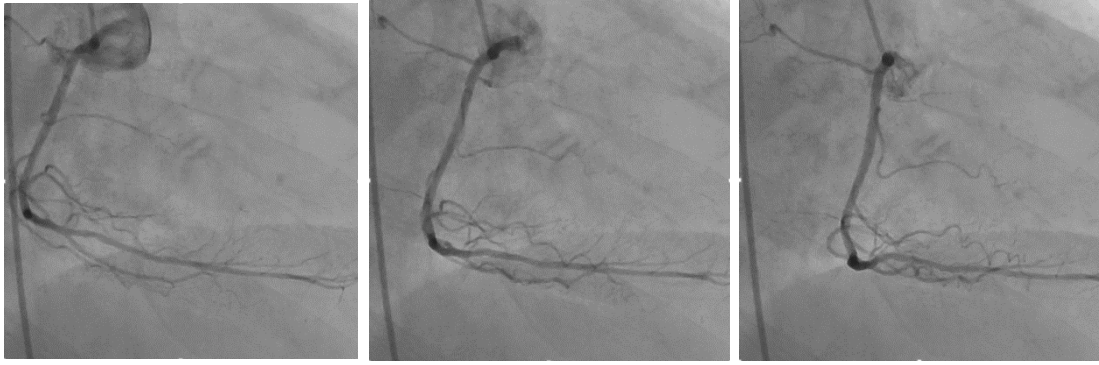
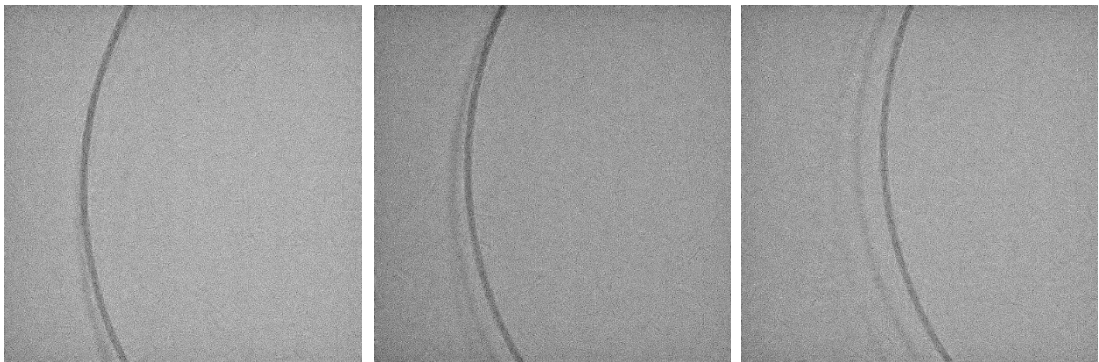


Fig.12 動態血管ファントムの動画像（透視画像）



a. 臨床画像：右冠動脈造影（RAO30°）



b. 動態血管ファントム画像

Fig.13 臨床の右冠動脈造影動画像と動態血管ファントム動画像との比較（静止画）

から，0.25 秒毎の静止画である．それぞれの同一フェーズの画像を比較すると，ほぼ同様の動きであり，2 次元的な収縮末期から拡張末期までの冠動脈の移動距離および位置を回転運動で表現できていることがわかる．また，造影剤で満たされている冠動脈の濃度においても，アルミニウム線は近い視覚評価ではほぼ同等の濃度であった．

Fig.14 に動態ファントムの模擬血管の移動変化と正常冠動脈の移動変化を解析した結果を示す．正常冠動脈の波形を 3 心拍分の波形から，130 画素分（約 25 mm）移動することが確認できた．このグラフより，模擬血管は正常冠動脈とほぼ同じ動きが再現できていることがわかる．これは，Fig. 9 に示すジオメトリでファントムを透視した場合，円盤と模擬血管の回転中心を 20 mm ずらしたことにより，ファントムの一部の領域（照射野）を観察すると冠動脈が 40 mm 平行移動しているように観察できるためである（Fig. 15）．しかし，収縮期から拡張期へ戻る際の正常冠動脈と模擬血管と移動位置がずれているところがみられた．

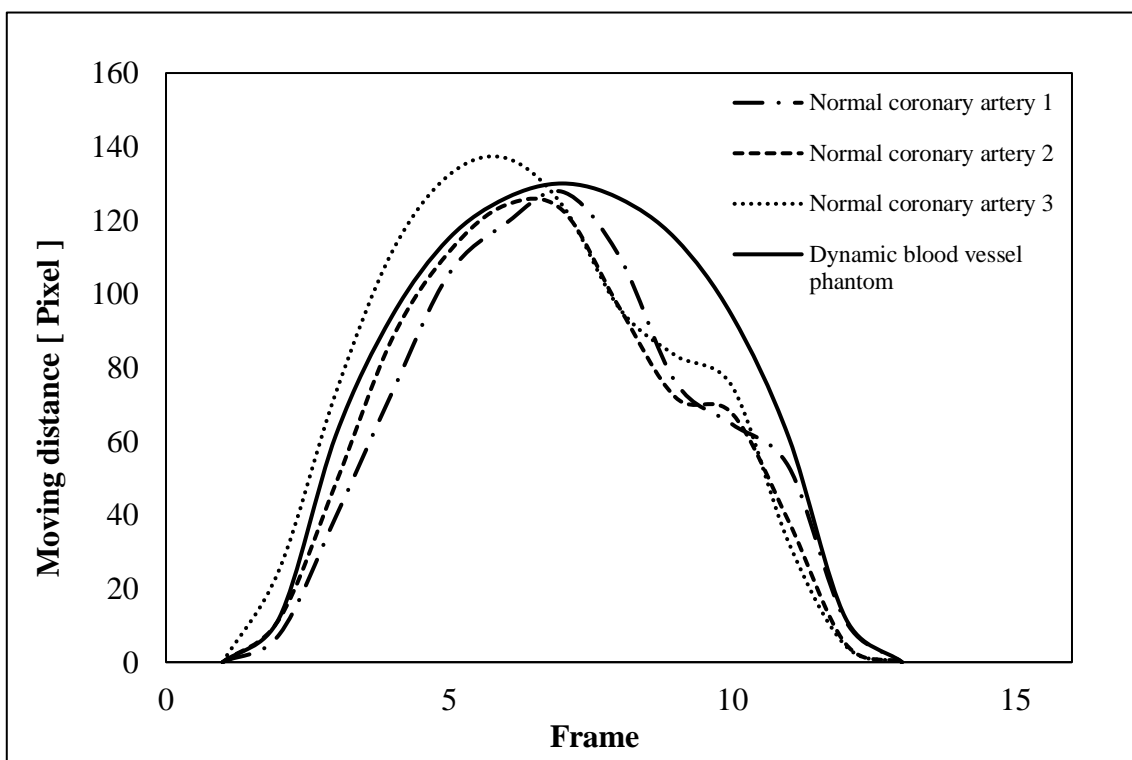


Fig. 14 動態ファントムの模擬血管の移動変化と  
正常冠動脈の移動変化の比較

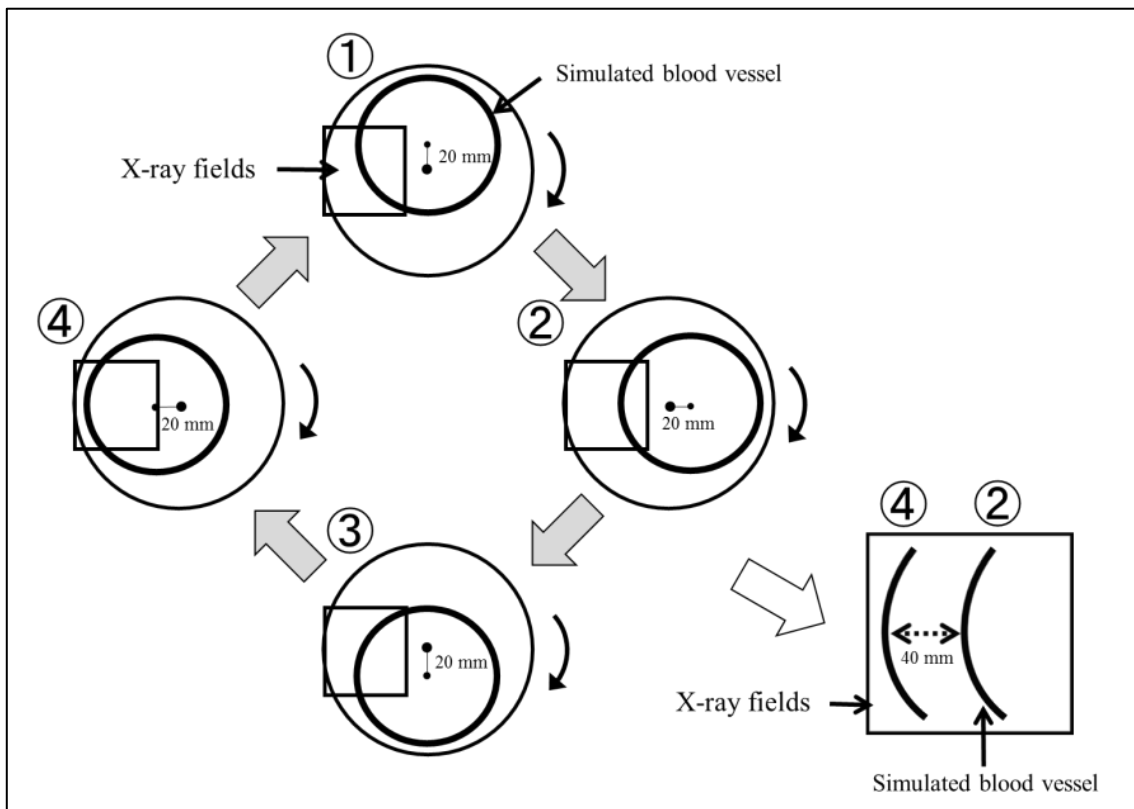


Fig. 15 模擬血管が画面上を並行移動しているように見える理由

#### 6.4. 残像の定量化

Fig.16 および Fig.17 に動態血管ファントムの透視画像を示す。Fig.16 および Fig.17 に示すように模擬血管の移動した後には 2 本の模擬血管と同様の弧を描く残像がみられた。残像は、一つ前の画像に信号が存在した位置に発生していた。また、残像を偽信号とみなすと、残像（偽信号）に対する残像も発生していることが確認できる。よって、模擬血管から近いほど濃く、離れるほど薄く描出されていた。

動態血管ファントムの画像について、ImageJ を用いて profile carve を書き、残像の定量化を行った結果を Fig.18, Fig.19 に示す。模擬血管が存在する位置で、最も Gray value が小さくなった。模擬血管のない位置に発生した信号は本当の信号ではない（偽信号）のため残像と考えられる。そこで、Point A, Point B それぞれの信号において連続する 3 枚の画像の profile carve を比較したグラフを Fig.20, Fig.21 に示す。ひとつ前の画像（Frame 1 の Signal center）で確認すると偽信号の位置に模擬血管があったことが確認できる。よって偽信号は模擬血管の信号から発生した残像である。

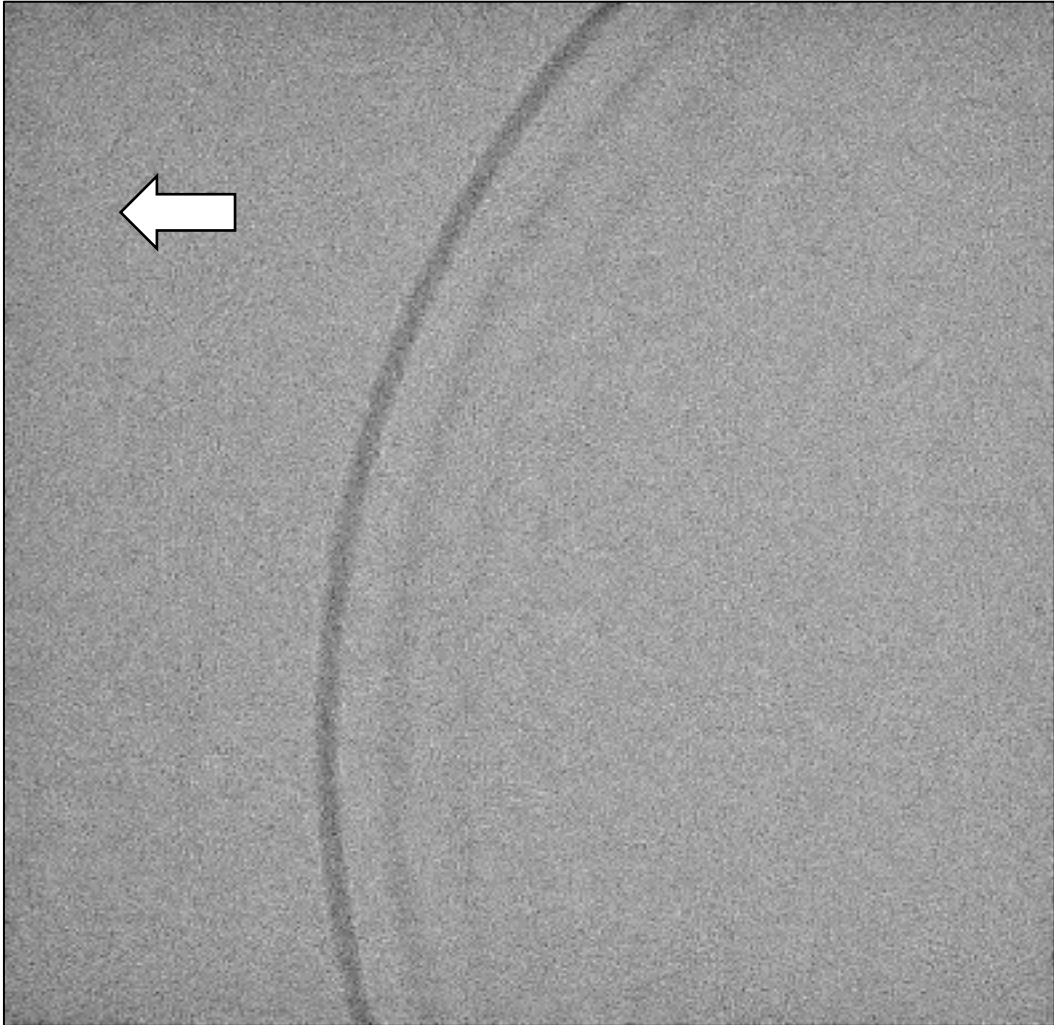


Fig.16 動態ファントムの透視画像 ( Point A )

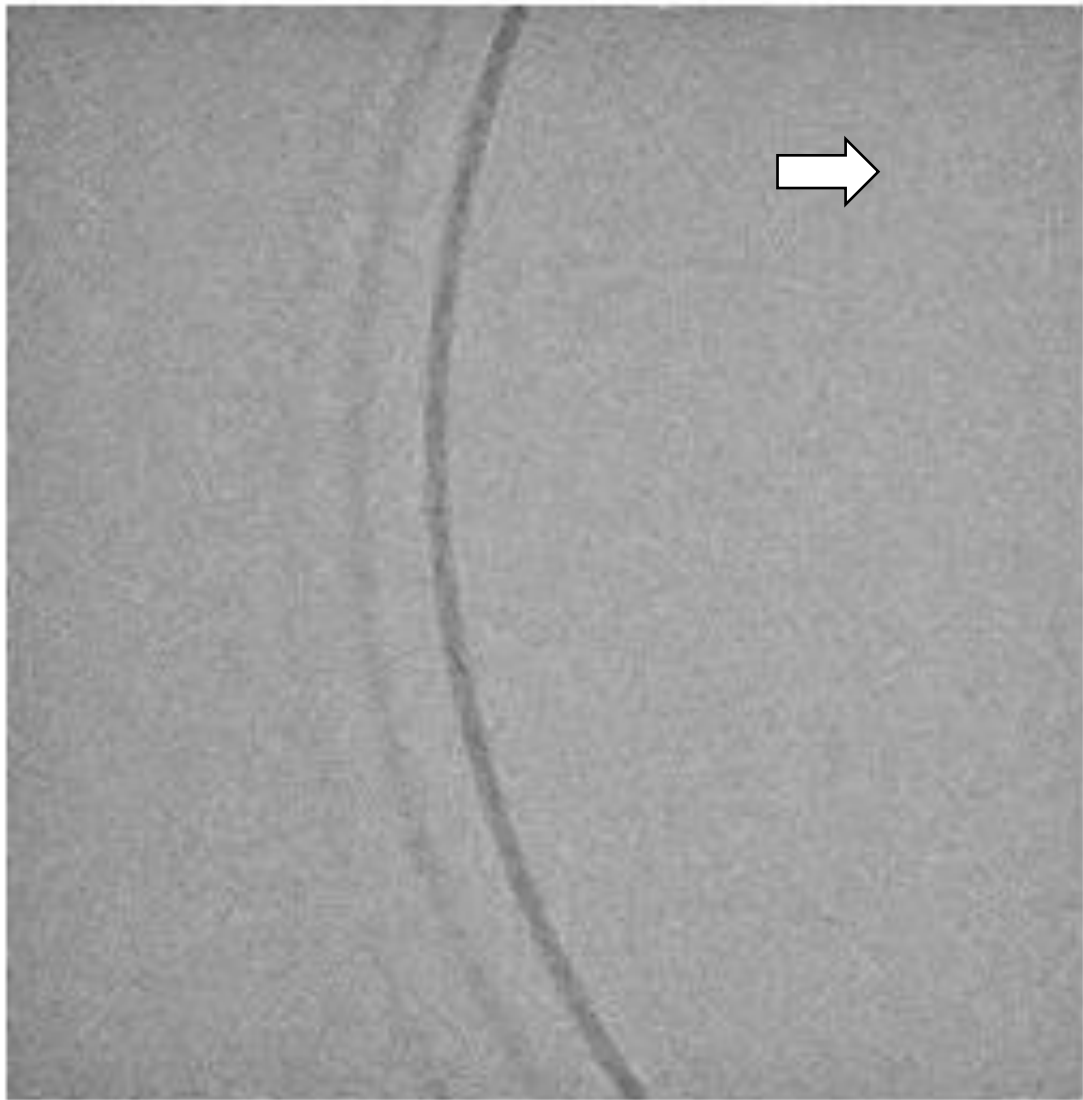


Fig.17 動態ファントムの透視画像 (Point B)



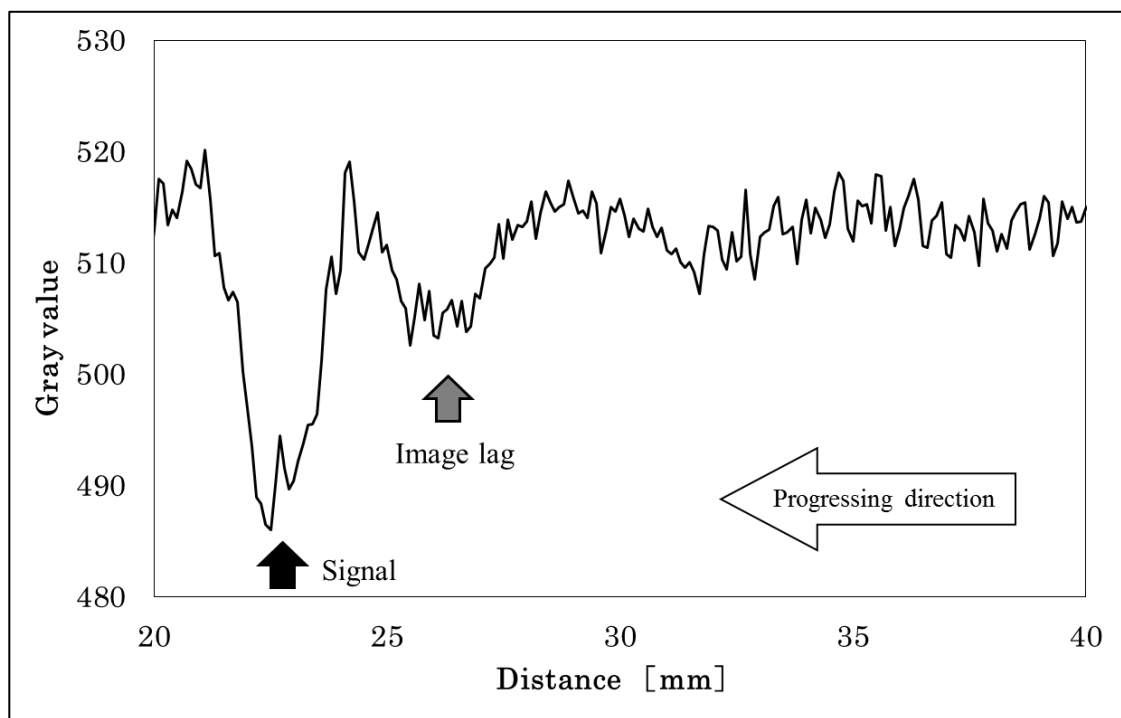


Fig.18 Point A の profile curve

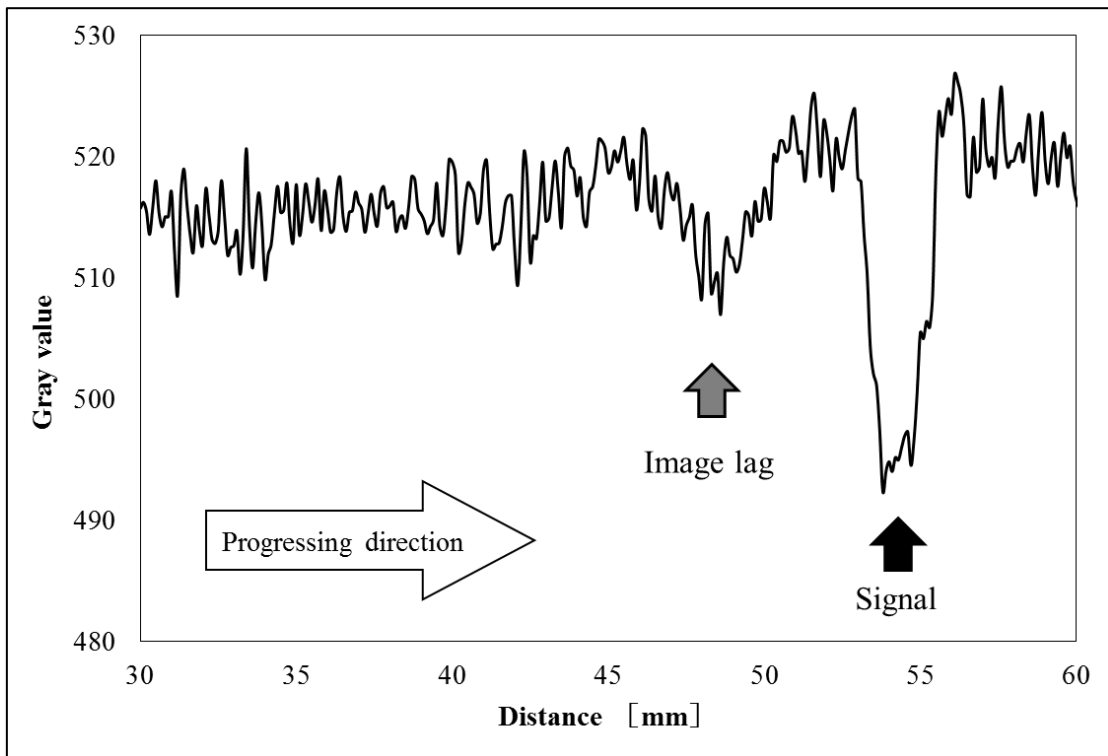


Fig.19 Point B の profile curve

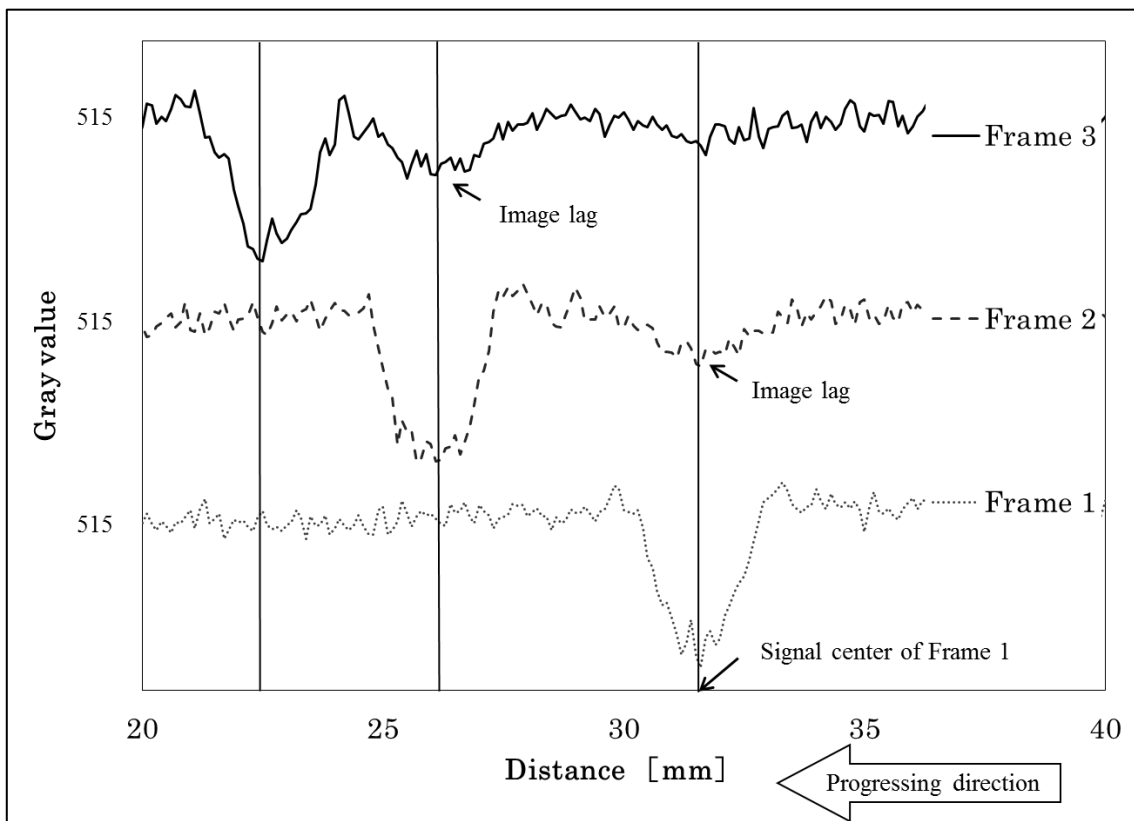


Fig.20 Point A における連続する 3 画像の profile curve  
の比較

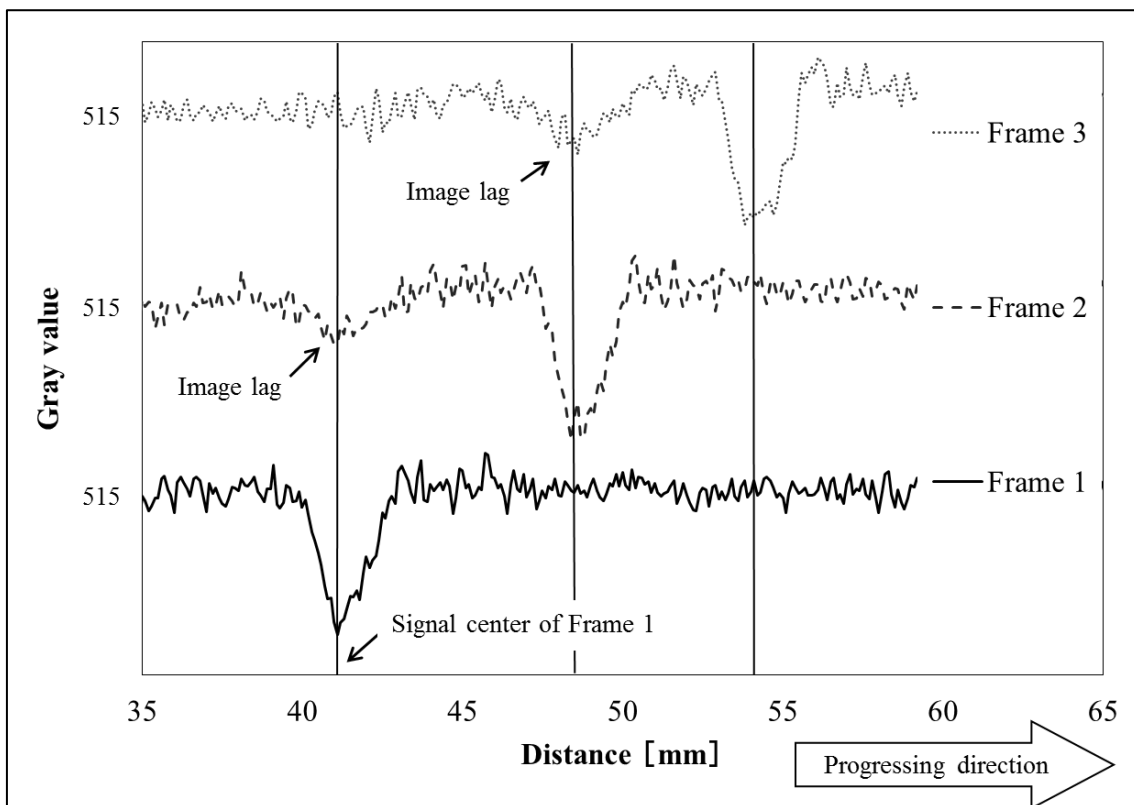


Fig.21 Point B における連続する 3 画像の profile curve の  
比較

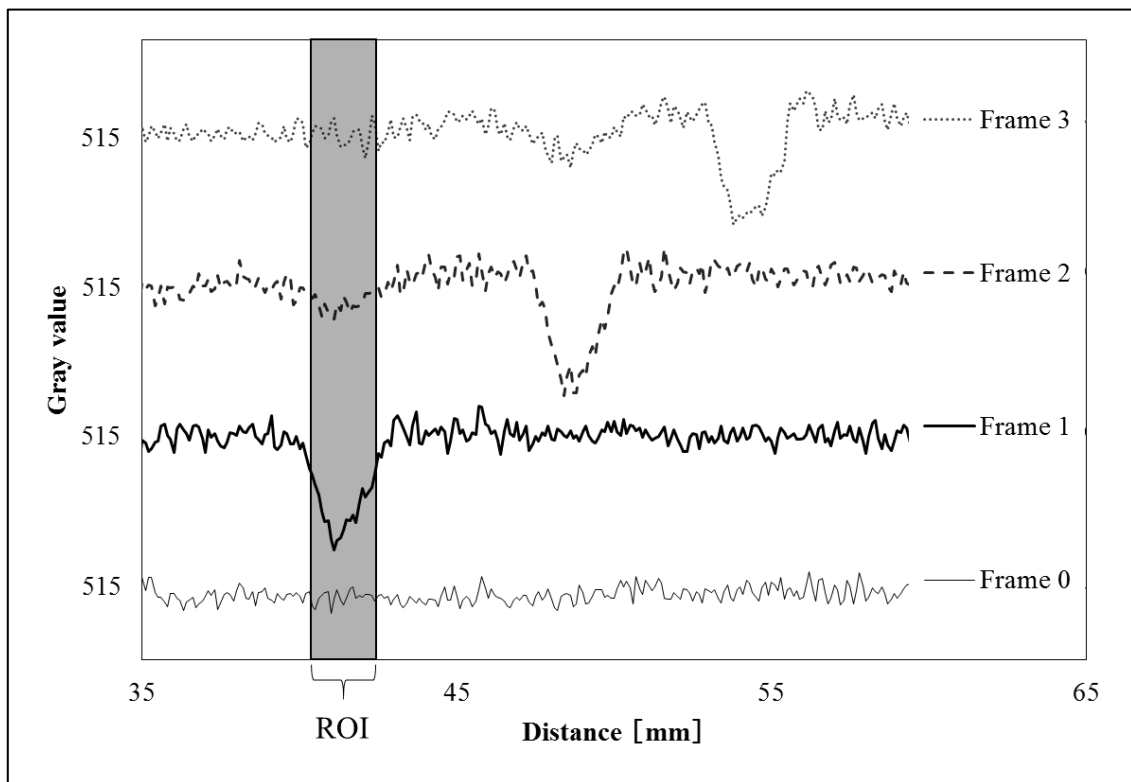


Fig.22 Profile curve を使用した 残像の計測方法

( Point B )

Point Bにおける連続する4枚の画像のProfile curveをFig.22に示す。Fig.22から定量評価した結果をTable 2に示す。Frame 1を1.0とし残像の平均画素値を求めた。その結果、次の画像の同位置(Frame 2)に出現した残像は0.24、さらに2画像後(Frame 3)は0.03となり、残像の量が測定できた。

Table 2 残像の定量評価 (Point B)

	平均画素値	Frame 0との差	規格化した量	
Frame 0	516.20	—	—	—
Frame 1	498.05	18.15	1.00	Signal
Frame 2	511.79	4.42	0.24	Lag
Frame 3	515.63	0.57	0.03	Lag

### 6.5. 被写体厚の違いによる残像と粒状性の関係

各アクリル厚の透視画像の profile curve を Fig. 23 に示す。信号の Gray value が最も小さい値を示したのはアクリル厚 5 cm であり、アクリル厚が厚くなるほど、Gray value 値は大きくなった。また、信号とは異なる場所に Gray value 値の低い箇所があった。それは、1 frame 前の信号の場所に相当していた (Fig. 24)。したがって、残像が発生していることがわかる。さらに、ベースと信号の Gray value における差では、アクリル厚が薄い 5 cm の差が最も大きくコントラストが良いことがわかる。アクリル厚が厚くなるにつれ、ベースと信号の Gray value の差は小さくなった。

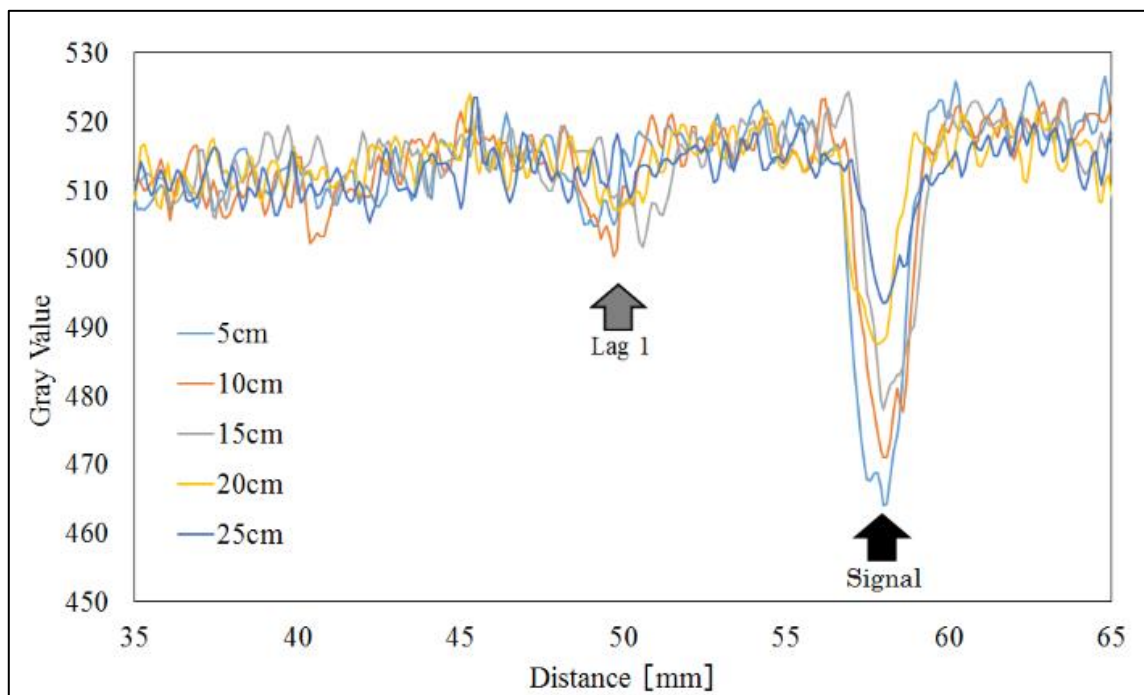


Fig. 23 アクリル厚別の模擬血管と残像



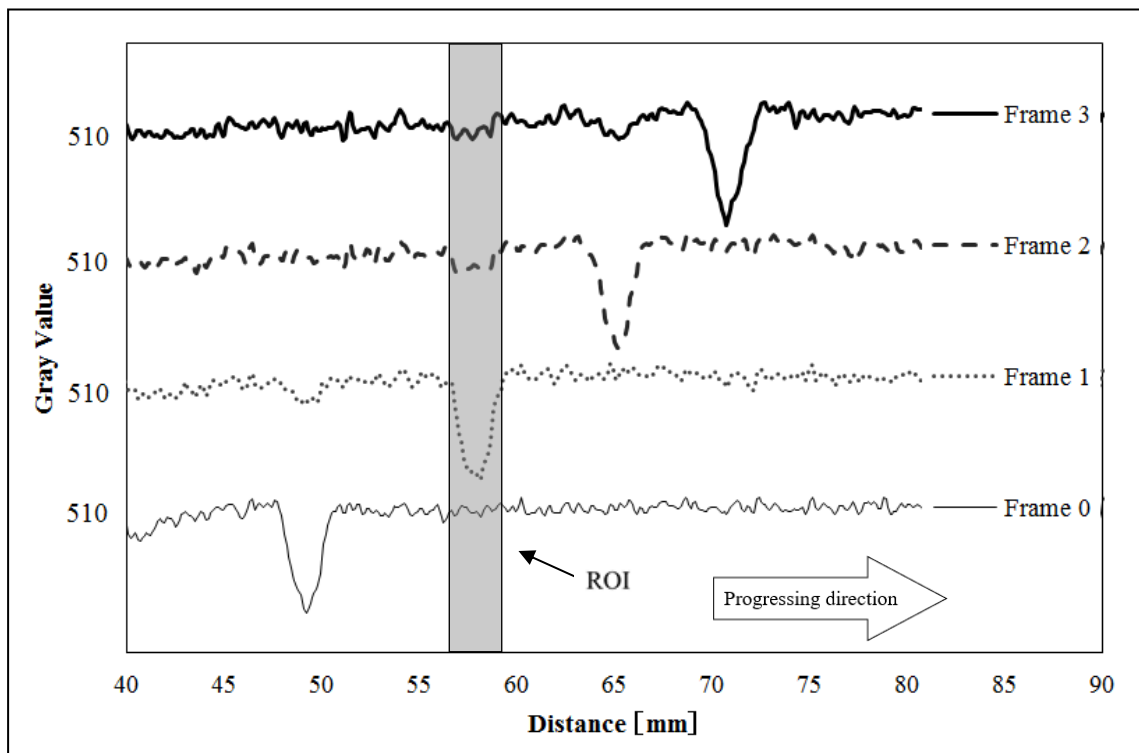


Fig. 24 Frame 毎の信号と Lag の関係

(アクリル厚 5cm)

Table 3 にアクリル厚と RMS 粒状度およびアクリル厚 5cm の信号の Gray value を基準として規格化した値を示す。RMS は、アクリル厚が厚くなるほど値が大きくなり、ノイズが増加していることがわかる。信号は、アクリル厚 25 cm では 5 cm の 30% 程度しかないことがわかる。さらに、Lag 1 を比較すると、アクリル厚 5 cm より 25 cm の方が Lag は少なかった。特に、Lag 2 に関しては、すべてのアクリル厚においてほぼ発生していなかった。

Table 3 アクリル厚別の RSM および模擬血管（信号）

残像の比較

アクリル厚	5 cm	10 cm	15 cm	20 cm	25 cm
RMS (SD)	16.39	17.67	17.87	18.74	19.32
Signal	1.00	0.85	0.70	0.51	0.31
Lag 1	0.21	0.19	0.17	0.12	0.05
Lag 2	0.13	0.08	0.07	0.01	0.00

## 6.6. リカーシブフィルタの強度の違いによる残像の評価

動態血管ファントムを動かさない状態（静態）と動かした状態（動態）の A, B, D, F を profile curve を Fig. 25, Fig. 26 に示す.

Fig. 25 に示す静態の profile curve は, 動態血管ファントムが動いていないためリカーシブフィルタの変化を捉えることができず, A, B, D, F は全て同じであった. 定量化した結果を Table 4 に示す.

Fig. 26 に示す動態の profile curve より, リカーシブフィルタを使用していない A は, 他の profile curve と比較してベースと信号の Gray value の差が最も大きく, Lag として検出できるピークはなかった. 一方, リカーシブフィルタの強度が最も強い F は, A に比べノイズ成分がわずかに減り, ベースと模擬血管（信号）の Gray value の差は小さくなった. 定量化をした結果を Table 5 に示す.

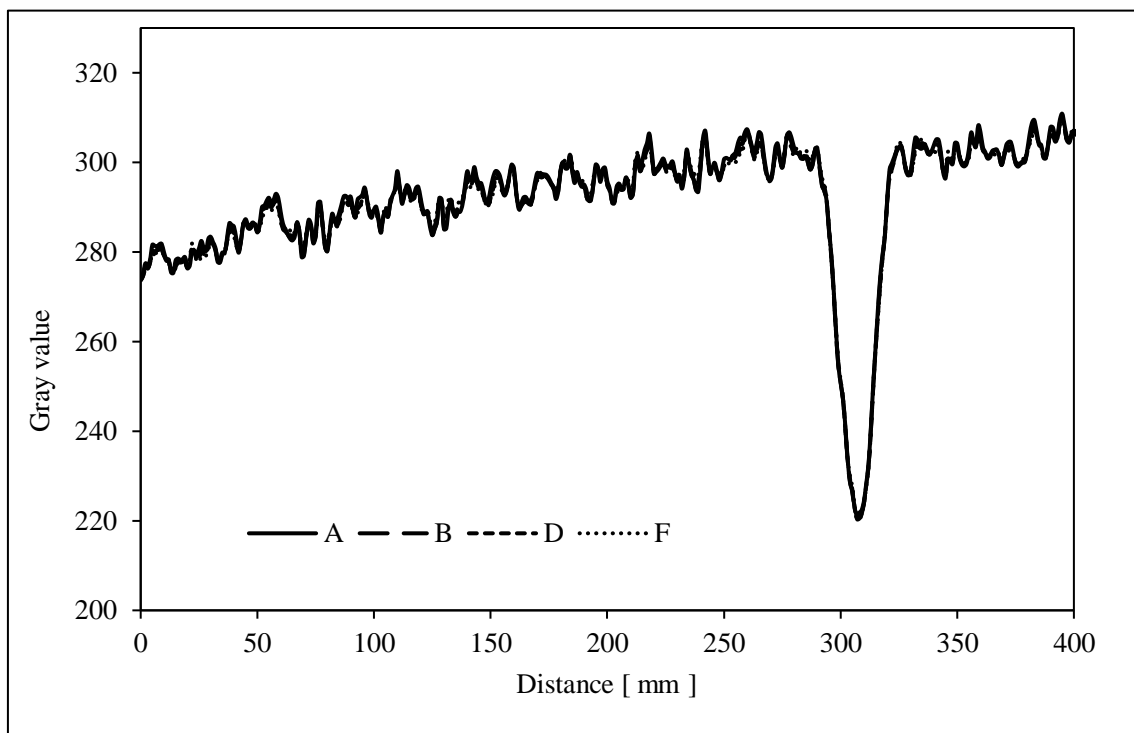


Fig.25 リカーシブフィルタの強度を変化させた

静態画像の profile curve

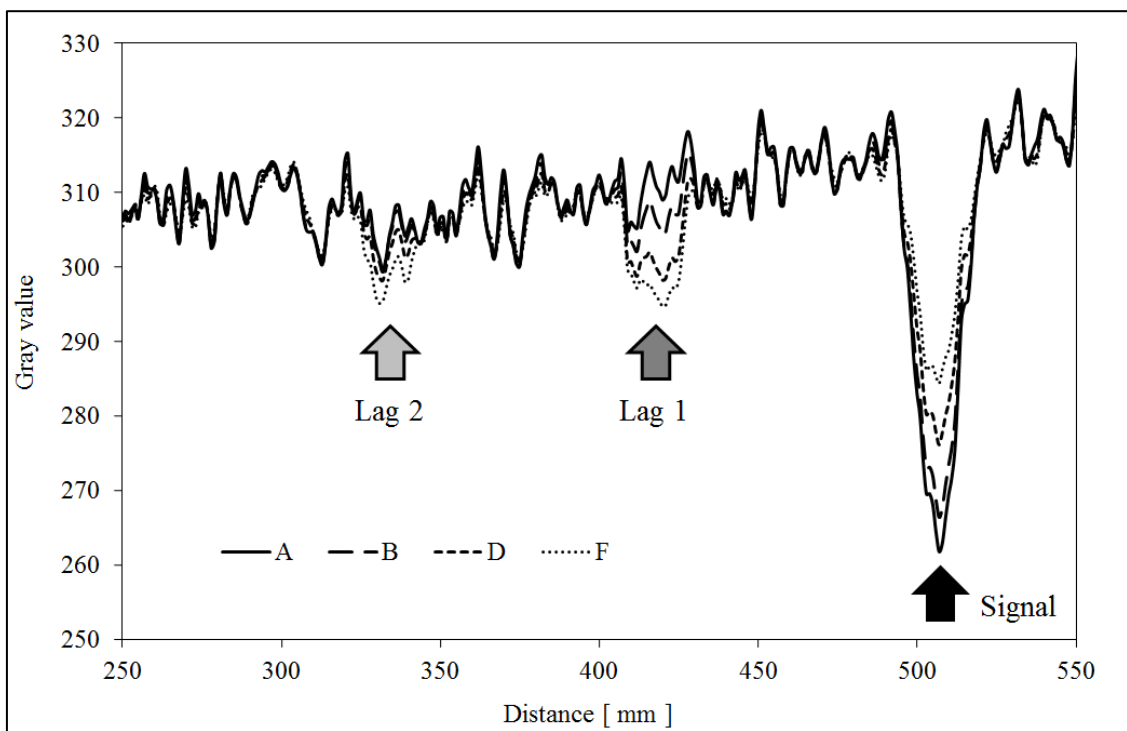


Fig. 26 リカーシブフィルタの強度を変化させた  
 動態画像の profile curve

Table 4 透視画像における粒状性（ノイズ）と模擬血管と  
残像の評価（静止画像）

透視画像	A	B	C	D	E	F
RMS (SD)	20.3	18.6	17.2	15.9	14.9	14.1
Signal	100.0	99.8	99.8	99.8	99.8	99.9
Lag1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
Lag2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

Table 5 透視画像における粒状性（ノイズ）と模擬血管と  
残像の評価（動態画像）

透視画像	A	B	C	D	E	F
RMS (SD)	21.6	19.8	18.2	16.8	15.8	15.0
Signal	100.0	91.4	81.8	72.9	64.8	57.4
Lag1	0.0	12.1	22.9	34.1	45.5	57.1
Lag2	0.0	1.7	4.0	8.5	14.9	23.1

リカーシブフィルタの強度の違いは，ベースと模擬血管（信号）の Gray value の差として Table 5 に示したように数値としても表れている．粒状性を示す RMS は，A から F へとリカーシブフィルタの強度が強くなることで数値は低下していることがわかる．そして，模擬血管（信号）は A が 100% であったのに対し，B から F へとリカーシブフィルタの強度が強くなることで模擬血管（信号）が小さくなっている．しかし，残像は A では発生していないのに対し，Lag1, Lag2 ともに B から F へと徐々に増加している．Lag1 と Lag2 を比較すると，リカーシブフィルタを使用している動画像では信号に近い位置に発生している Lag1 の残像が大きいことが分かる．それぞれの動画像を視覚評価した場合でも定量評価と同様の結果が得られた．評価した動画像の静止画を Fig. 27 に示す．信号に対する Lag1 と Lag2 の発生している割合の変化が視覚的に評価できた．

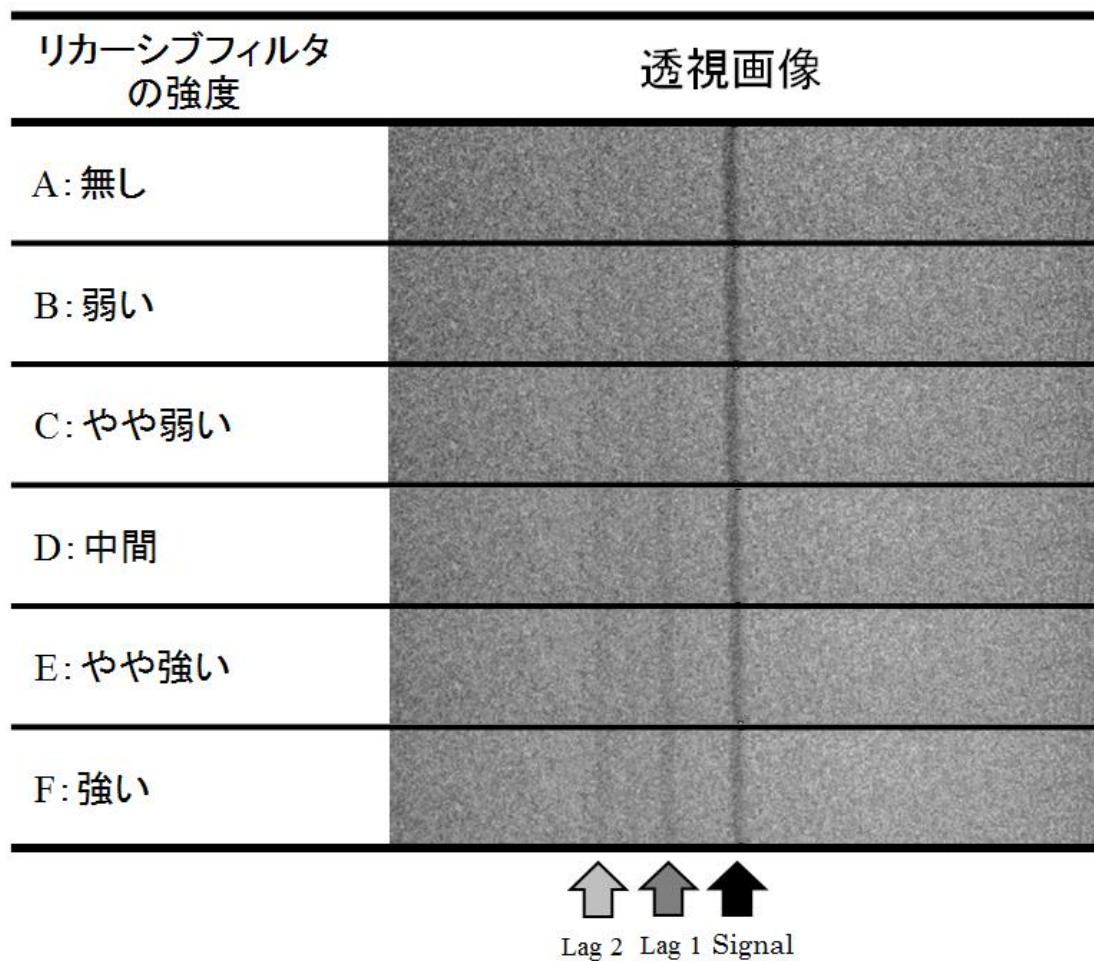


Fig. 27 リカーシブフィルタの強度を変化させた動画像  
から切り出した静止画像



### 6.7. 動態血管ファントムの視覚評価

視覚評価の質問（1）から（3）に対する結果を Table 6 に示す。回答は、診療放射線技師 4 名によるものである。また、自由回答にしたため複数の意見が得られた。

視覚評価において得られた視覚評価者全員の共通意見として、冠動脈の 2 次元的な平行移動を再現できているという評価であった。さらに、透視画像における残像（リカーシブフィルタなどに起因する）や血管強調の画像処理評価およびの違いによる動画像の評価も可能であると評価された。また、動態血管ファントムとしてより臨床に近づけるために必要なポイントとして、冠動脈の奥行方向の動きの必要性、肺野と横隔膜（肝臓）を有する背景の作成、冠動脈の本幹から分岐する横に走行する分枝の存在が欠かせないということがわかった。撮影画像における評価では、造影剤の有無が画像に及ぼす影響の評価についても要望があった。

しかしながら、本来の目的である冠動脈の動きを模し 2 次元的に再現できているため、本動態血管ファントムは、動画像評価ファントムとして有用であることがわかった。

Table 6 視覚評価

---

(1) 臨床の冠動脈造影像と同等の動きをしているか

---

- ・冠動脈の動きに似ている。
  - ・冠動脈の奥行方向への動きも2次元画像のため、臨床画像と同様に表現できている。
- 

(2) 画像処理の評価が可能であるか

---

- ・冠動脈の左右運動に伴う画像処理評価が可能である。
  - ・パルスレートの変化も臨床と同等に評価が可能である。
  - ・透視画像において、臨床と同様の残像が評価できる。
  - ・撮影画像におけるエッジ強調処理の評価が可能である。
- 

(3) 本ファントムをより良いものにするために必要なこと

---

- ・横に走る血管（分枝）の評価ができない。
  - ・背景（横隔膜の動き）がないため、背景が画像に及ぼす影響を評価することができない。
  - ・造影剤の流れが表現できていない。
  - ・高コントラスト時の画像処理評価は可能であるが、造影剤が抜ける過程の低コントラスト時の画像処理評価ができない。
-

## 7. 考察

正常冠動脈の平行移動距離の測定において，Frame 0 と Frame 1 の移動距離は 3.6 mm，Frame 14 と Frame 15 の移動距離は 0.9 mm であった．また，Frame 6 と Frame 7，Frame 7 と Frame 8 の移動距離は 0.6 mm と 2.2 mm であり，ほぼ移動していなかった．それは，計測した右冠動脈本幹と鋭角枝 (acute marginal branch : AM) の分岐部は，右房室間溝から鋭縁部を通過する場所に位置し，右心室の動きを反映しているものと考えられる．心臓の動きは，ポンプ機能の基本となる 1 回の心拍動の繰り返しで成り立ち，この 1 心拍分の動きを心周期<sup>1)</sup>という．心周期は，収縮期と拡張期から成り立ち，収縮期は等容性収縮期と駆出期に分けられ，拡張期は等容性弛緩期，急速充満期，緩速充満期，前収縮期に分けられる．Frame 0 と Frame 1，Frame 14 と Frame 15 は，等容性弛緩期にあたり心室が弛緩するに従って左室圧は低下し，大動脈弁，僧帽弁ともに閉じ，左室容積は変化しない状態にあると考えられる．また，Frame 6 から Frame 8 は等容収縮期と考えられ，僧帽弁が閉鎖し，僧帽弁も大動脈弁も閉鎖している状態のため，左室容積は変化せず左室圧は上昇した状態であるため，計測ポイントとなる冠動

脈の移動距離が短かったと考える。さらに、拡張期から収縮期へと移行する際（Frame 2 から Frame 4）は、1 Frame あたりの移動距離が長いが、収縮期から拡張期へと移行する際（Frame 7 から Frame 12）の1コマあたりの移動距離は3mm程度ずつであり比較的短い傾向であった。これも前述同様、心周期による影響が考えられ、収縮期から拡張期へと移行する過程には4段階あり、収縮期より比較的時間を要することが、計測結果として表れたと考える。

市販されている画像評価用ファントムは、動画像評価に対するものは少なく、ワイヤーが時計の針のように回転運動するものであり<sup>9)</sup>、実際の血管の動きとは異なる移動方法である。したがって、臨床の冠動脈の動きを再現し、かつ定量評価が可能となるファントムは存在していない。今回作成した動態血管ファントムは、冠動脈の動きを再現しつつ、回転運動を利用しているため模擬血管の動きが一定である。そこで、視覚的に残像が多い条件（画像処理などのパラメータが異なる）を用いて、パルスレートを15 f/s から7.5 f/s に変更して撮影動画を取得した。

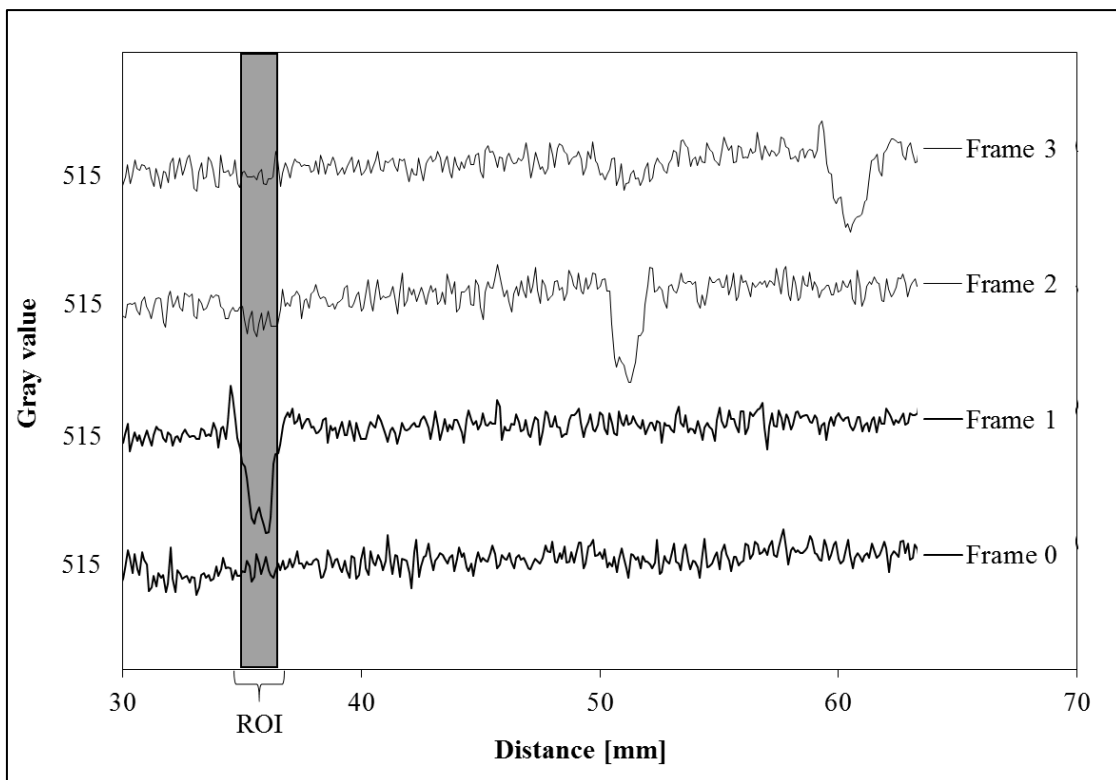


Fig. 28 異なる画像処理を利用した際の

動態血管ファントム profile curve

Table 7 残像の定量評価（別画像処理パラメータ）

	平均画素値	Frame 0との差	規格化した量	
frame 0	512.70	—	—	—
frame 1	500.20	12.50	1.00	Signal
frame 2	509.13	3.57	0.29	Lag
frame 3	512.13	0.57	0.05	Lag

フレームレートを 7.5 f/s にしたことにより，画像処理のパラメータが変わるため，残像の量も変化するはずである．画像を前述と同様，動態血管ファントムで解析を行い (Fig. 28)，Table 7 に示すように残像を規格化した．

前述の結果と比べると残像が 0.24 から 0.29 に増加していることが確認できた．これは，視覚評価と一致している．残像を定量的に評価することで，いままで視覚的に評価していたことが数値化されるため，画像処理効果の違いが比較しやすくなると考える．

また，信号が動いた状態と信号が静止した状態の動画像で異なる視覚評価となった．この理由は，動いている信号で評価しないと動画像処理の評価ができないからである．したがって，従来の静止ファントムを用いた動画像評価の場合，必要としている画像処理の評価ができない可能性があると考えられる．以上の検討より，この動態血管ファントムを利用することで，異なるリカーシブフィルタを利用した場合でも画質の違いについて定量的に評価することが可能であった．

視覚評価より製作した動態ファントムは，冠動脈の動きを模し 2 次元的に再現できているため，動画像評価に有効

であると評価された。しかし，同時に様々な改良すべき意見を得ることができた。その意見を参考に，さらに臨床に近い環境での画像評価を可能とするための改善について考察する。第一の課題として冠動脈の奥行方向への動きの必要性が挙げられる。動態血管ファントムで再現した冠動脈は，心臓カテーテル検査で得られた動画像の冠動脈の動きである。3次元的に複雑な動きをする心臓に対し，心臓カテーテル検査で得られる動画像は2次元画像である。したがって，正しい冠動脈の動きを表現しているとは言い難い。そこで，心臓の拍動による冠動脈の複雑な動きを3次元的な移動距離として捉え，現在の動態血管ファントムの模擬血管位置を示すx座標，y座標に加え，z座標を算出する。さらに，動態血管ファントムに厚みを持たせ，模擬血管を配置する際にz軸方向を加味することで，3次元的な冠動脈の動きが表現できると考える。第二の課題は，心臓の背景として肺野と横隔膜（肝臓）の作成である。冠動脈は，造影剤を注入することにより高コントラストなるため，心臓や大動脈，肺，肝臓などの周囲臓器から強調して観察することが可能となる。その際，高コントラストとなる冠動脈をより観察しやすくするため，DR圧縮処理，マルチ周波



数処理，リカーシブフィルタなどメーカーは様々な動画像処理を使用している．また，近年では冠動脈の解剖学的な特徴である線状構造物を捉えた画像処理など，血管を意識した血管強調処理がかけられる血管撮影装置もある．したがって，多数の動画像処理を駆使した動画像に対する画像評価を行うためには，臨床に近い状態が必要となる．模擬血管の背景として，肺野，縦隔，肝臓を設けるだけではなく，呼吸による各臓器（背景）の動きを再現することも必要であると考えられる．その理由は，冠動脈に対する横隔膜の位置の変化の有無や呼吸による動きへの画像処理の追従性などを観察できる可能性がある．臨床の心臓カテーテル検査画像における各臓器の位置と動きを詳細に分析し，動態ファントムに再現することが，動態血管ファントムの有用性を高めると考える．第三の課題として，撮影画像における造影剤の有無が画像に及ぼす影響の表現である．冠動脈を造影した際，造影剤注入直後より冠動脈近位部（入口部）から遠位部（末梢血管）へと造影剤は流れていく．造影剤が流れる過程において，造影剤が冠動脈遠位に向かい造影効果が移動していく一方で，冠動脈近位の造影効果が消失（薄くなる）する．動態血管ファントムのアルミニウム線によ

る模擬血管では，造影効果の変動を表現することができないため改良が必要となる．造影効果が消失する過程の画像処理を評価するために，二種類の方法を考案した．一つ目として，模擬血管をチューブ製に変更し内部に造影剤から水へと時間差を設けて注入する方法がある．二つ目として，造影剤濃度を高濃度から低濃度へと徐々に変化させた模擬血管を配置し回転させることで造影剤の流れを表現する方法がある．したがって，模擬血管を改良することにより様々な造影シチュエーションが作成可能であると考える．改善案として，3つの課題について述べたが，評価すべき内容や目的を明確にした上で，それに見合った動態血管ファントムに改良していく必要があると考える．

従来，臨床で画質を調整する際はメーカーが推奨する画像処理を実際に臨床で試しながら，少しずつ好みの画質に調整しなければならなかった．しかし，今回作成した動態血管ファントムを用いることで，臨床で検査中に評価する必要がなくなり，冠動脈と同じ動きを再現しているため，あらかじめ画像処理を調整および評価し最適な状態で検査・治療をすることが可能となる．検査・治療を行う医師および医療スタッフは，納得した好みの術者の望む画像処理で

安心して検査を行うことができるようになると思う。

## 8. 結語

本検討において、回転運動を用いて、2次元的に冠動脈の動きを再現した動態血管ファントムを作成することができた。この動態血管ファントムは、同じ位置に信号と残像があるため、残像の定量評価が可能である。したがって、血管撮影装置における画像処理評価において、臨床で行っていた画像処理評価（残像）が動態血管ファントムで代用可能となった。今後は、日常的に臨床画像の管理を行うための評価ツールとして役立つような動態血管ファントムに改良していく必要がある。

## 謝辞

本研究を進めるにあたり、ご助言、ご指導、調査の協力を頂きました昭和大学統括放射線技術部診療放射線技師諸氏に心より感謝いたします。