

巻頭言

事務局をお預かりして2年目の今年

全国循環器撮影研究会会長 江口 陽一

事務局をお預かりして2年目を迎えた4月に、最初に飛び込んできた話題は『4月の診療報酬改定に伴い、心カテで使用したシネフィルムが請求できなくなったのでしょうか』というものでした。この件に関して当院の医事課の方に話を伺ったり、多くの会員の方から寄せられた情報をもとに、全循研だよりやメールで皆様に数回ご報告いたしました。また、本研究会より厚生労働省に要望書も提出いたしました。残念ながら10月現在のところシネフィルムが請求できるようになったという情報は入っていません。県によってはロールフィルムで請求して通っている県がいくつかあるようです。診療報酬が都道府県により解釈が異なるのも不思議な感じを受けます。その他の本研究会の事業については、会員の皆様と推進母体研究会のご協力で滞りなく進んでおります。

この原稿の締め切り近くなって、二人の日本人がノーベル物理学賞とノーベル化学賞を受賞することが決まったとのニュースがありました。循環器撮影には特に関連があるわけではありませんが、馴染み深い二つの企業名を耳にしました。ノーベル化学賞の受賞が決まった田中耕一氏は、X線装置メーカーでもお馴染みの島津製作所の研究員の方です。新聞によると田中氏は課長級よりも下の主任で、同期入社社員が課長などに昇格する中で、昇格には消極的で研究に没頭していたそうです。好きな研究に没頭し、その成果が認められた田中氏は本当に幸せな方だと思います。

ノーベル物理学賞受賞が決まった小柴昌俊氏（東京大名誉教授）は、「カミオカンデ」という研究施設を地下1,000mに建設し、世界ではじめて超新星爆発で放出されたニュートリノを検出し、超新星ニュートリノ存在を明らかにしたことが受賞理由になっています。カミオカンデという施設は、水を溜めた大きな円筒形プールの周りと底に、20インチ径の世界最大の光電子増倍管を1,000個配置し、ニュートリノがプールの水の電子と衝突したとき発生するチェレンコフ光を捕える装置です。このカミオカンデの世界最大の光電子増倍管を作ったのが、X線TVカメラやI.I.、それにCTのディテクタなどを製造している浜松ホトニクスです。我々にとって馴染み深い島津製作所と浜松ホトニクスの二つの企業と、学生時代に放射線物理の講義で耳にしたニュートリノという言葉が縁遠いノーベル賞を幾分近づけてくれたような気がしました。

天文少年（いまでは天文中年）であった私は、以前からカミオカンデのことは知っていました。天文の分野では圧倒的に欧米の研究施設の規模が大きいのですが、このカミオカンデ（現在はさらに大きいスーパーカミオカンデ）とハワイ島のスバル望遠鏡は世界に誇れる日本の研究施設となっています。私ごとですが、今年20年ぶりに新しい天体望遠鏡の赤道義（カメラの三脚で言えば雲台のようなもの）を購入しました。アマチュア用の赤道義などあまり進歩しないものと思っていたのですが、使ってみて最近の性能の進歩と使い易さには感激しました。赤道義とノートPCをつないでキーボードから見たい天体を入力すれば、あっという間に望遠鏡がその天体を捕えてくれるのです。さらにGPS機能を備えた赤道義では、自分の位置（経度・緯度）を自動的に判断してくれるため何も考えずに望遠鏡をセットできます。暗い星雲・星団を視野に入れるのはなかなか難しいものですが、今はとても簡単なのです。どこか自動的に適正なハードコピー・ソフトコピーを出力してくれるCRやFPDなどのデジタル装置と共通したところがあるように思えました。基礎知識がなくとも目的の天体を簡単に視野に入れられる、X線量が不適切であっても適正な画像が出力される、便利さの影に問題点が隠れているように思えます。

全国循環器撮影研究会誌 第15巻 目次

巻頭言	事務局をお預かりして2年目の今年	1
	全国循環器撮影研究会会長 江口 陽一	
目次	2
会告	第17回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表のお知らせ	5
	平成15年度一般課題研究の募集について	7
	研究助成の申請および実施計画書	8
課題研究発表	デジタル動画ネットワークの現状と問題点	10
	財) 心臓血管研究所付属病院 荒居 広明	
	座長集約	16
	山田赤十字病院 中野 和彦	
	循環器撮影 (IVR) における被曝線量の全国調査	17
	弘前大学医学部附属病院 木村 均	
	座長集約	21
	金沢循環器病院 米沢 正雄	
ワークショップ	－ 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか －	
教育講演	カテーテルインターベンションの動向 － 主として小児科領域 －	22
	国立循環器病センター 木村 晃二	
会員発表	小児心臓カテーテル検査はどう変わったか － 診断を中心 －	28
	東北大学医学部附属病院 中田 充	
	小児心臓カテーテル検査の現状と問題点	31
	埼玉県立小児医療センター 増田 和浩	
	小児心臓カテーテル検査の現況 － IVR を中心にして －	35
	国立循環器病センター 山田 雅亘	
	座長集約	39
	北海道立小児総合保健センター 井上 勝広	
特集	－ 心臓における最新技術と臨床応用 －	
	フラットパネルディテクタ搭載心血管インターベンションシステム	
	AXIOM Artis dFC の紹介	41
	シーメンス旭メディテック株式会社 木原 徹也	
	Multi-slice CT における心電同期撮影技術について	
	－ 撮影手法と原理概説 －	44
	東芝メディカル (株) 技術本部 営業技術部 CT 技術担当 谷口 彰	
	MRI Cardiac Imaging	54
	フィリップスメディカルシステムズ株式会社 山中 かゆり	
	「心臓における最新技術と臨床応用」	
	－ 超音波 －	60
	シーメンス旭メディテック (株) 町山 晃	
	心臓核医学検査 (Nuclear Cardiology) の現況	
	－ 心筋 SPECT の新しい解析法を中心に －	65
	山形大学医学部内科学第一講座 竹石 恭知	
	不整脈における最新技術と臨床応用	
	－ EPS (電気生理検査) とアブレーションの装置 －	70
	株式会社グッツブラザーズ CRM 事業推進部 村主 磨光	
自由投稿	シリーズ － 血管模型 －	

	腹部動脈模型作製(Ⅱ) — 上腸間膜動脈・腎動脈 —	79
	横浜市立大学医学部附属市民総合医療センター	天内 廣
	血管検査室感染対策についてのアンケート結果報告	85
	NTT 東日本関東病院	塚本 篤子
症例報告	放射線被曝により脱毛をきたした大型脳動静脈奇形 に対する塞栓術の一症例	94
	千葉県循環器病センター	今関 雅晴
ネットワーク	推進母体活動報告	
	北陸アンギオ研究会	98
	金沢循環器病院	米沢 正雄
	東海循環器画像研究会	100
	社会保険中京病院	可児 敏廣
	関西循環器撮影研究会	102
	大阪府立母子保健総合医療センター	田辺 智晴
	岡山アンギオ研究会	104
	津山中央病院	栢山 博徳
情報	文献紹介	
	Sustained Suppression of Neointimal Proliferation by Sirolimus-Eluting Stents One-Year Angiographic and Intravascular Ultrasound Follow-Up	106
	札幌医科大学附属病院	瀧川 明宏
	倉敷中央病院	大角 真司
	Dose measurements carried out on different cardiovascular imaging systems. Examination of different cardiovascular imaging systems with conventional image intensifiers in comparison with a Digital image receptor in the form of a flat panel detector	115
	青森県立中央病院 放射線科	伊丸岡 俊治
	Comparison Between Visual Assessment and Quantitative Angiography Versus Fractional Flow Reserve for Native Coronary Narrowings of Moderate Severity	117
	NTT 東日本関東病院	塚本 篤子
	Intravascular Ultrasound-Guided Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty With Provisional Spot Stenting for Treatment of Long Coronary Lesions	121
	大阪大学医学部附属病院	東 丈雄
	施設紹介	
	心臓血管センター北海道大野病院	123
	北海道シネ撮影技術研究会	工藤 環
	みやぎ県南中核病院	126
	東北循環器撮影研究会	佐藤 州彦
	杏林大学医学部付属病院	129
	循環器 IS 研究会	首藤 淳
	東京慈恵会医科大学附属病院	131
	循環器画像技術研究会	山下 慎一
	大阪府立病院	133
	関西循環器撮影研究会	安部 勝人

	水島協同病院	136
	岡山県アンギオ研究会	磯山 正幸	
	福岡大学病院	137
	九州循環器撮影研究会	上野 登喜生	
事務局報告	事務局だより	139
	平成 13 年度 全国循環器撮影研究会理事会 議事録抄	140
	平成 13 年度 全国循環器撮影研究会総会 議事録抄	143
	平成 13 年度 会計収支報告	146
	平成 13 年度 監査報告	147
	平成 14 年度 会計予算報告	148
名 簿	全国循環器撮影研究会推進母体名簿	149
	平成 14 年度 全国循環器撮影研究会 役員 理事名簿	150
入 会 案 内	入会及び再入会のご案内・平成 15 年度分研究会費振込のお願い	152
会 則	全国循環器撮影研究会会則	153
執 筆 規 定	全国循環器撮影研究会誌投稿ならびに執筆規定	155
編 集 後 記	156
賛助会員名簿	157

会 告

**第 17 回 全国循環器撮影研究会総会
学術研究発表会のお知らせ**

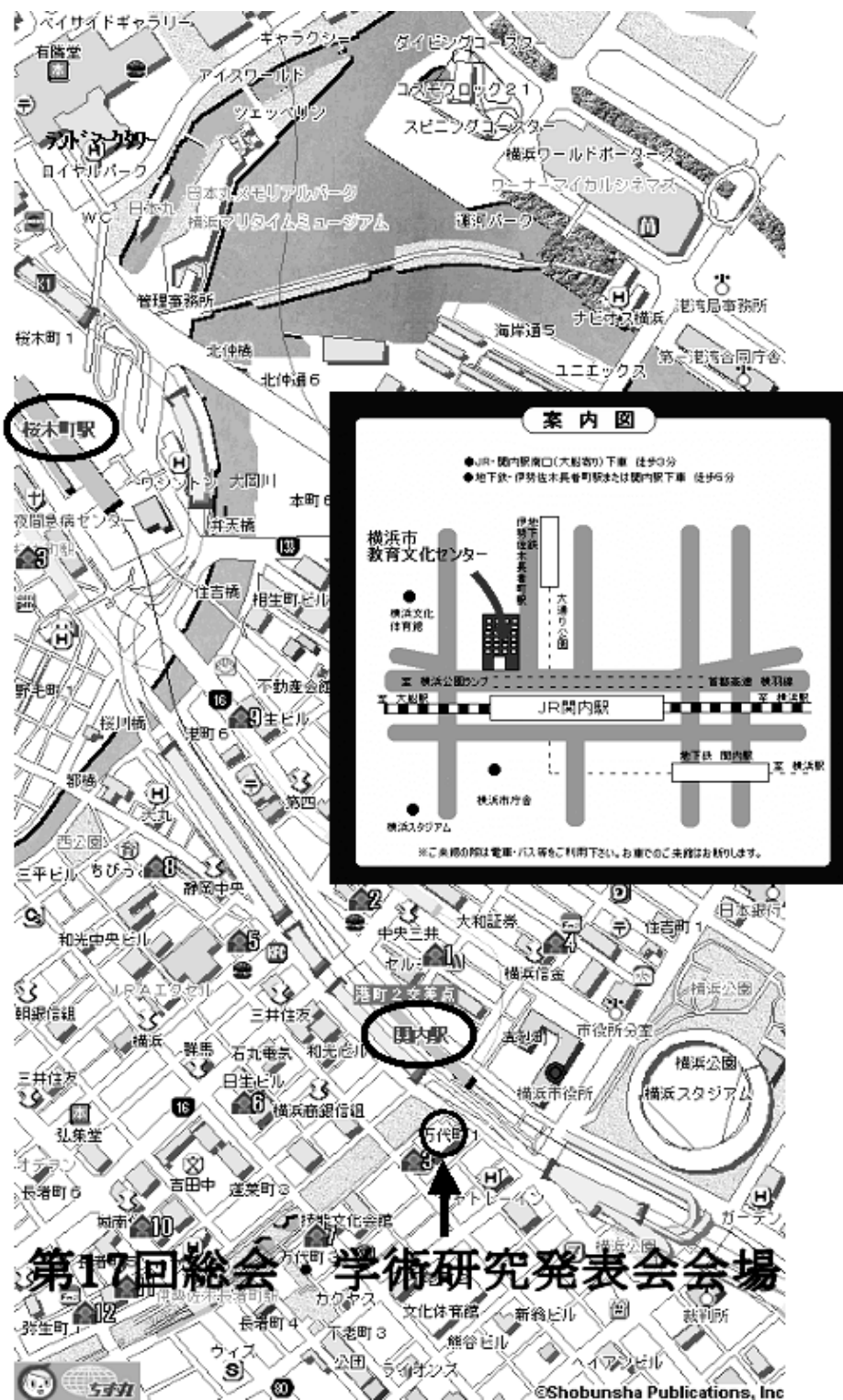
全国循環器撮影研究会会長 江口 陽一
第 17 回学術研究発表会実行委員長 景山 貴洋

第 17 回 全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会を下記の日程で開催致します。会員各位の多数のご参加をお願い致します。

日 時： 平成 15 年 4 月 12 日（土）17:30～21:05
会 場： 横浜市教育文化センター 教育文化ホール
〒231-0031 神奈川県横浜市中区万代町 1-1
Tel. 045-671-3717
会場整理費： 会員：1,000 円、非会員：2,000 円

プログラム

1. 教育講演 (17:30～18:30)
『放射線被曝の臨床と病理 — JCO 被曝事故から医療被曝まで —』
講師：東京大学医学部附属病院放射線科 中川 恵一
司会：昭和大学藤が丘病院 加藤 京一
2. 課題研究発表 (18:30～19:20)
 - 1) 課題研究 1 座長：山梨大学医学部附属病院 坂本 肇
『循環器撮影 (IVR) における被曝線量の全国調査』
主任研究員：弘前大学医学部附属病院 木村 均
 - 2) 課題研究 2 座長：松山赤十字病院 水谷 宏
『心臓カテーテル検査における透視線量および被曝低減技術の標準化
(ガイドライン化を目指して)』
主任研究員：埼玉県立循環器呼吸器病センター 田島 修
3. 総 会 (19:20～19:35)
4. ワークショップ『循環器用フラットパネルディテクタ』 (19:35～21:05)
座長：NTT 東日本東北病院 大久 敏弘
 メーカー側から
 『フラットパネルディテクタの現状と将来』
 GE 横河メディカルシステム株式会社 柴草 高一
 『AXIOM Artis dFC の紹介』
 シーメンス旭メディテック株式会社 木原 徹也
 『Dynamic Flat Detector』
 フィリップスメディカルシステム株式会社 小松 秀行
 ユーザ側から
 『GE ユーザーの使用経験』 未 定
 『シーメンスユーザーの使用経験』 北福島医療センター 星 朋美
 『フィリップスユーザーの使用経験』 埼玉県立循環器呼吸器病センター 田島 修



平成 15 年度一般課題研究の募集について

全国循環器撮影研究会 会長 江口 陽一

全国循環器撮影研究会は、毎年本会会員が行う、循環器撮影技術に関するグループ研究に対して研究費の助成を行います。

平成 15 年度は、下記の要領で募集しますので、応募されますようご案内いたします。

1. 研究内容
5名以上の会員による循環器撮影技術全般での、調査・研究で未発表のもの。
2. 研究期間
平成 15 年 4 月 1 日より 2 年以内で研究成果が発表できること。
3. 研究助成金
1 課題あたり年間 5 万円以内。
4. 発表義務
研究成果は本会総会にて行い、原著発表義務は本研究会に帰属する。
5. 申請方法
研究助成を受けようとする会員は、本誌刷込みの所定の「研究助成の申請および実施計画書」に必要事項を記入し、平成 15 年 1 月末日までに事務局に提出して下さい。
6. 助成決定通知
理事会にて審査し、助成が決定され次第「研究助成決定通知書」を送付いたします。

研究助成の申請および実施計画書

平成 年 月 日

全国循環器撮影研究会の研究助成金の交付を受けたく、以下の通り申請致します。

申請者施設 _____

申請者氏名 _____ 印 _____

研究課題			
研究班員 (班長○印)	施設名	氏名	会員番号
研究目的			

研究方法							
経費内訳							
研究期間	平成 年 月 日 ～ 平成 年 月 日 まで						
助成金 送付先	受 取 人	フリガナ				振 込 先	銀行
		氏 名					支店
		電 話	()				1. 普通預金
		住 所					2. 当座預金
							3. ()
							口座番号

課題研究 1

デジタル動画ネットワークの現状と問題点

(財) 心臓血管研究所付属病院	荒居 広明
国立循環器病センター	横山 博典
新東京病院 放射線科	佐藤 公一
松江赤十字病院	野津 泰一
シーメンス旭メディテック (株)	木原 徹也
フィリップスメディカルシステムズ (株)	小松 秀行
GE 横河メディカルシステム (株)	岡部 光行
ELK コーポレーション (株)	鍵谷 昭典

はじめに

去年は、ネットワークに関するコンピュータの基礎について述べた。今回は、病院内の Network 構築の動向を述べる。内容は、HIS、RIS、PACS の普及、RIS、PACS の普及の理由、DICOM の制定、電子保存、CRT 診断、System 間の接続、HL7、CORBA、IHE、問題点などである。

1. 医療への情報システムの普及

医療における情報システムの普及が加速している。これには、質の高い医療が要求されていることやコンピュータ技術の進歩や標準化の整備、法制面の整備などが後押しをしている。このような背景から、病院内の情報システム HIS(Hospital Information System)が普及している。HIS は診療部門、オーダーリング、カルテ管理、医事部門、会計、臨床検査、薬剤部門、病棟、看護部門、給食などシステムの集合体を形作っている。

一方、放射線部門の RIS(Radiology Information System)も普及している。これにより、経済的効果、再撮影の減少、画像消失の減少、診断医師への迅速な画像の配送による画像診断の実現、臨床への迅速な画像の配送とレポート提供など多数のメリットがある。フィルムレス化に伴い、PACS (Picture Archiving and Communication System)も普及してきたが、他のシステムに比べて容量が著しく大きいという特徴がある。

2. HIS、RIS/PACS の相互関係

RIS/PACS は HIS から患者データ、検査オーダーを受け取り、検査を実施して、画像やレポートを返す。RIS/PACS は、電子カルテ、経営情報分析、地域との連携等を担う一旦として病院情報システムの構築上の必要条件になってきた。

RIS や PACS 構築時には、病院内での画像の運用を考慮した作業の流れ、すなわちワークフローを把握し、この流れをシステム内に実現することが重要である。ワークフローに準拠した RIS は、検査に関わるイベントを管理し、必要に応じて様々な情報を提供することができる。図1に放射線部門のワークフローの例を示す。患者が来院して受け付け、診察、検査の予約をして、検査が行なわれ、読影後、診察し会計後、カルテや画像が管理される。それぞれについて、HIS、RIS、PACS、Modality が関わっていることが分かる。

放射線部門のワークフロー

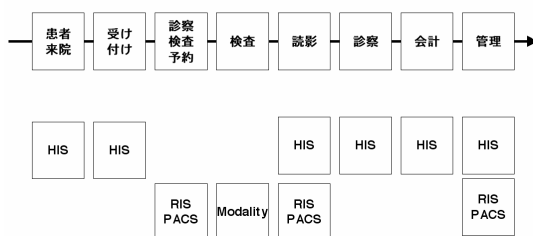


図1 放射線部のワークフロー

3. RIS, PACSの普及の理由

RIS、PACSの普及の理由についてDICOMの普及、電子保存、DICOMの最近の動向、MWM、MPPS、CRT診断について詳細を述べる。

3.1 DICOMの普及

まず、DICOM規格の採用により画像装置のNetwork化が広まった。しかし、DICOM規格を用いたNetworkには2種類ある。1つはNetwork上の全てがDICOM規格を使ってDataのやりとりをしているもの。これにはDICOM規格に対応していないModalityにGatewayを入れてDICOM対応にしたものも含まれる。もう一つはNetwork独自の規格で、外部に出力するときのInterfaceのみDICOMであるもの。これは循環器装置のNetworkに使われている。

DICOM規格の普及により機器接続に関わる問題点が次第に分かってきた。次にその主なものをあげる。

1. 規格違反。明らかにDICOM規格に違反しており、接続が不可能なもの。
2. 規格実装範囲不足。DICOM規格のどこまでを実装するかは、実装側の自由であり、相手方のパフォーマンスステートメントだけでは、完全にチェックすることができない時に問題が起こる。例えば、マルチベンダのModalityを対象とするサーバのような機器は、実装レベルを不特定多数の相手に合わせる必要があるが、設計者の想定を超えるようなケースがある。例として非常に複雑なデータ構造を持つ画像をサーバが解釈できない場合、規格としては正しければ、結果的にはサーバの実装不十分ということになる。
3. 規格の変更、DICOM規格自体が変更されることがあり、導入の時期により、使用する値が異なる場合、接続に問題が起こる。
4. 規格の多義性、規格自体の記述が曖昧で、何通りかの解釈ができる場合などがある。このような問題点の回避方法としては、相互接続に対し、実績のあるメーカーを使う。規格に合わない安易な修正はしない。運用中の機器のバージョンアップは、事前に関連する機器への影響を調査する。などがあげられる。

3.2 電子保存について

1999年4月の厚生省通達「診療録等の電子媒

体による保存について」をうけて、対象が医用画像から診療録にも拡大され、機器の性能による技術的な機能だけではなく、不足する機能を運用面で補うことを含めて真正性、見読性、保存性を基準としている。その特徴は、技術的性能で基準を全て満足するという方針から利用者側の自己責任により、制度や組織的な運用により性能を確保する方針に変更された。

必要な基準を運用でカバーするには、病院などの各施設は、自己責任において必要条件を満たすことを説明し、管理しなければならない。それらは、基準に合致していることを説明する説明責任、基準に則って実施する管理責任および電子保存した結果が基準に合致している結果責任などがある。

3.3 DICOMの最近の動向

画像情報交換としての標準化をほぼ終えたDICOM標準化委員会は、HIS-RIS-Modality-PACS連携のためのMessage交換や、Network securityの標準化や検査レポートを交換するための標準化作業に着手し始めた。

標準化の例として

Modality Worklist Management (MWM)

Supplement 10

Modality Performed Procedure Step (MPPS)

Supplement 17

Online security (Security Enhanced One)

Grayscale Standard Display Function

構造化レポートなどがあるが、いくつかの重要なものについて説明する。

3.3.1 MWM (Modality Worklist Management)

HISから出された画像検査オーダーを、RISが受け、オーダーに応じた検査プロトコルを設定し、ModalityにMWMによって検査オーダーの内容を伝える機能である。これにより、患者基本情報の再入力が必要なくなり、作業の効率化、誤記入による画像の行方不明が激減する。**表1**に取り扱われる情報の詳細を示す。

3.3.2 MPPS (Modality Performed Procedure Step)

Modalityで対応する検査を行なった後、実施情報を再びRISにMPPSによって伝える機能である。これには、検査実施情報、会計情報、面積線量、体表面線量等、被曝線量導出のためのDataなども含まれる。HISからRISに送られる情報により、患者の被曝管理をすることも可能になる。**表2**に詳細を示す。

表 1 MWM で送られる内容

患者情報		オーダー情報	
受付番号	身長	検査依頼医師名	検査優先順位
検査モダリティ	体重	依頼科名	患者搬送方法
検査施設名	戸籍の住所	使用以来造影剤	守秘内容の区分
装置保有施設の住所	母の生年月日	来院番号	レポート作成優先順位
紹介医師名	軍の階級	患者IDを発行した施設名	レポート受取医師名
紹介医師住所	軍の部門	救急等の区分	検査依頼コメント
紹介医師電話番号	患者データの所在記録	来院開始日	検査動機
施設区分	感染等の注意事項	来院時刻	オーダー入力者
受信時診断名	造影剤のアレルギー	介助の要否（車椅子、言語等）	画像データ送付先
患者氏名	現在の居住国	現住所	検査依頼に関するコメント
患者ID	現在の居住地	入院、外来の区分	守秘に関する技師への指示
患者ID発行者	電話番号	患者状態（重症、昏睡等）	データ信頼性の技師への指示
生年月日	民族	モダリティ名	
誕生時刻	職業	予約日付	
性別	禁煙・喫煙の区分	予約時刻	
医療保険区分	病歴追加情報	検査依頼医師名	
患者ID以外の識別番号等	妊娠の有無	検査方法（部位、方法等）	
他の患者氏名（芸名等）	最終月経日	予約入力場所	
誕生時の氏名	宗教	事前投与する薬物	
年齢	患者についての一般的コメント	検査依頼理由	

表 2 MPPS で送られる内容

会計情報	読影情報	実施情報	
患者氏名	患者氏名	検査開始日	-左の各情報に加えて-
患者ID	患者ID	検査開始時刻	受付番号
生年月日	生年月日	検査終了日	施設でのモダリティ区分
性別	性別	検査終了時刻	透視時間
実施結果（部位、方法等）	実施医師名	コメント	曝射回数
実施モダリティ	実施技師名	使用薬品量の区分	撮影距離
検査終了日	検査番号	使用薬品の数量値	面積線量 (cGy × cm ²)
検査終了時刻	検査区分番号	使用薬品の表示単位	体表面線量
使用薬品量の区分	実施結果（部位、方法等）	使用薬品の測定単位	検出器上での照射野面積
使用薬品の数量値	解剖学的領域	媒体区分	線源入射間距離
使用薬品の測定単位	実施モダリティ	フィルムサイズ	線量コメント
フィルムサイズ	使用LUT等	フィルム枚数	オーダー区分番号
フィルム枚数	実施施設名		画像送付先区分番号
			オーダー受取側区分番号
			媒体区分

3.3.3 Grayscale Standard Display Function (DICOM Part 14)

これは画像データ (Pixel Data) から輝度 (Luminance) への変換規格であり、各モニタの輝度能力範囲内で、識別能を一定にする技術でモニタ診断を支援する。

Film や Monitor で画像の見え方が異なる原因は、装置の輝度の絶対値や各表示システムの特徴が異なることにある。輝度から外光を引いた輝度範囲の例としてシャーカステンにかけた Film は 10-3000Cd/m²(nit)、一方 CRT は 0.3-700Cd/m²である。輝度範囲があまりにも違うので、

Parameter を揃えるのは不可能である。そこで JND Index という値を導入した。JND は Just Noticeable Difference の略であり、JND Index の 1step に対するグラフ上の輝度の差がその輝度における平均的人間観察者の細小識別可能値になる。JND Index と輝度の関係が Gray scale standard display function である（以下 GSDF という）。図 2 に GSDF を示す。

同じ JND Index 値の幅に対して、暗い領域では、識別可能輝度の差は小さく、明るい領域では、輝度の差が大きくないと輝度の差として認識できない。従って暗い領域では、明るい領域に比べ狭い輝度範囲で同じ知覚的階調を表現することが可能である。

Digital 画像の Pixel 値が各画像表示システムの輝度になるまでの値の変換と考え方を示す。ここでは、次の値が用いられる。P-Value(Presentation Value)：画像の Pixel 値と考えると分かりやすい。DDL(Digital Driving Level)：輝度を生成する画像表示システムにおいて、入力として与えられるデジタル値。DDL と輝度値の関係は、その表示システム固有の特性曲線をつくり出す。ある輝度範囲を持つ（または、しか持たない）表示システムにある P-Value の値を割り振る時に、表示システムの可能な輝度範囲から GSDF を介した JND Index の範囲を求めて均等割りして P-Value に対応させる。すると与えられた P-Value の範囲に対して GSDF と同じ形の輝度特性が得られる。これにより、表示システム上の輝度の絶対値が異なっても知覚的には同一コントラストに見える。しかし、表示システムの出力輝度は P-Value に線形ではなく、DDL と輝度値の間にその表示システム固有の特性曲線を有する。そこで、P-Value から DDL への変換曲線が必要になる（図 3）。

変換曲線の求め方は、次のようにする（図 4）。XY 平面を考え、X 軸正方向に DDL、負方向に JND Index、Y 軸正方向に輝度、負方向に P-Value をとる。表示システムの特性曲線を第一象限に描き、第二象限に GSDF を描く、第三象限は JND Index を P-Value に均等に分けるために、正比例の直線を描く、求める第四象限の変換曲線は、DDL と P-Value の関数になる。表示システムで表すことのできる輝度値は特性曲線上の値であるので、この曲線上の任意の点の X 軸値（DDL 値）に対し、Y 軸値はこの点から、GSDF 上の交点を介して JND Index と P-Value の正比例の直線と

の交点の P-Value 値をとる。表示システムの特性曲線上の各点から同様の操作で第四象限上に変換曲線を求めることができる。

表示システムへの出力時には P-Value は変換曲線により DDL 値に変換され、モニタの特性曲線を介して、GSDF と同じ形の輝度曲線になる。ここで注意すべき点は、変換曲線は表示システム内に持つということである。また、表示システムの輝度範囲が狭く、GSDF で変換された JND Index の範囲が狭いときには、全ての P-Value に対して異なる JND Index を与えることができず、P-Value が異なるのに、同じ輝度値になる場合もある。

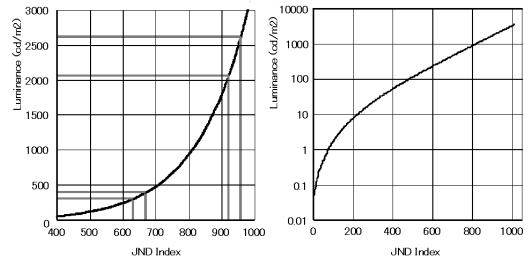


図 2 Grayscale Standard Display Function (右の輝度は対数表示)

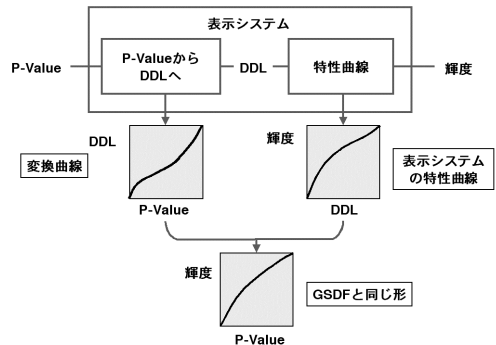


図 3 各値間の関係

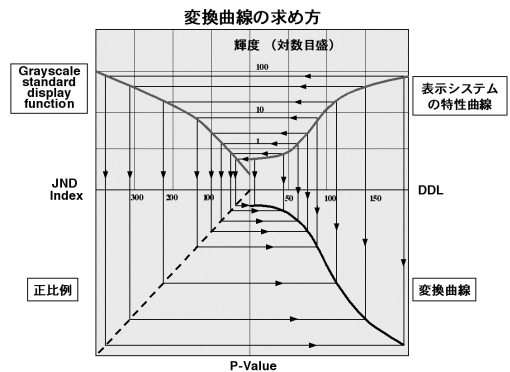


図 4 各値の関係

連携や統合は、技術的には可能である。むしろ問題は、財政的、心理的、運営的な面にあると考えられる。

財政的には情報への投資は、医療収入の増加に直結しないが生産性、作業効率の向上により、コスト削減が可能になる。それには、スタッフ間のチームワークが必要である。また、すべての病院スタッフの仕事の再定義を行ない、データ入力要員などの人員の再配置の検討が必要になる。

心理的には、記録の蓄積は個々の医療技術が明らかになることが避けられない。

運用面では、情報システム保守要員などの新しい職種の需要を喚起し、保守のための経費も必要となる。連携や統合は、医療の質と患者へのサービス向上が目的であるが、いかに病院全体の運用目的に合致したものにするかには、病院としての明確なビジョンが必要になる。画像 Network に限らず Network system 導入時には、次のことを明確にしておかなければならない。

1. 病院としての明確な方針の確立。
2. 臨床、診断検査部門の運用を明確に理解し、最新技術の動向を理解している現場型リーダーの設置。さらにこのリーダーには医療画像の特性や原理とメリット、さらに情報技術の先端動向を理解し、病院や社会全体への貢献、すなわち大局的な考えができる人物が求められる。

組織的には、病院全体の機能を議論する体制が必要になり、社会の変化、患者の希望、医療体制のありかたをシステムに反映することができる体制が必要になる。病院での運用戦略が明確であって始めて電子化された画像情報を利用した Network が最大の力を発揮することができる。それには、医療関係者全員の改革への意識が重要である。

一方、現状では、システム接続時の問題点もある。それは、多様なコードが用いられていることである。部門別に臨床検査、薬剤、薬剤以外の医療資材ごとに多様なコードが存在している。例えば、病名では、WHO 疾病分類 (ICD)、診療報酬請求コードなど目的別のコードが存在する。このような状況を打開するために、症状、診察所見。生理検査名、所見。画像検査名、所見。看護用語、行為。歯科分野などの用語、コードの標準化が進められている。

8. 結論

病院内システムを構築する際には、非標準化規格を使用したり、シングルベンダにすべてを依頼することは、当面は問題ないが、昨今の爆発的な IT の発展について行けず、無駄な投資をしてしまう可能性が高い。標準化の流れを的確に把握しながら、オープンでフレキシブルなシステムの構築に努力する必要がある。また、病院としての方針を明確にし、病院全体で改革への意識を持つことが重要である。

課題研究 1

座長集約

山田赤十字病院

中野 和彦

近年、アンギオ室や循環器画像に関わる部署に限らず我々診療放射線技師を取り巻く環境はもちろん、その仕事内容さえも大きく変わろうとしている。その起源となっているのがコンピュータ及びネットワーク技術の目覚ましい発展である。

我々の職業は CT、MRI や DSA 等以前からコンピュータには慣れ親しんでいる職業だと思えますが、その我々でも昨今の IT 系の技術進歩には驚き、さまざまな情報や新しい技術により消化不良を起こしている会員の方も少なくないのではと思います。

そこで、今回 2 年目となります荒居広明さん(心臓血管研究所附属病院)を中心としたグループにより「デジタル動画ネットワークの現状と問題点」と題しまして、氾濫している医療用ネットワーク用語・略語の整理、ネットワーク構築の動向、そして問題点を提議し病院としてどのように取り組むべきか、また、診療放射線技師はどのようにしていかなければならないかをも提案する発表をして頂きました。

発表の主な内容は

“HIS・RIS・PACS の関係とワークフロー”

“DICOM の現状及び問題点の解明”

“電子保存について”

“CRT 診断”

“システム間の接続”

“HL7・CORBA・IHE とは”

と多義に涉り混乱しかけていたり、理解し難かった事柄を上手くまとめ、分かりやすく説明して頂いたのではないかと思います。

我々が実務上で問題となることが多い各モデリティーとネットワーク、各ネットワーク間などの接続エラーの原因、これからの機器購入やネットワーク構築の際にはどのようなところに注意をすればよいのか等、実際の仕事に役立てる事が出来る内容の所もあり、また CRT 診断に移行した際に問題となるであろう「モニター間の識別能を一定にするための技術」である「Grayscale Standard Display Function」については「JND

Index」という値を導入し、変換曲線・特性曲線を用いて難解であったこの技術について解り易く説明していた。その他「HL7・CORBA・IHE」のように直接仕事上は関係ないが、医療現場での技術者としては知っておかなければならないことについても説明があった。

今回の発表は、医療現場全体が関わる内容も多かったが、発表者が発表の後半で話された「IT 技術を駆使していかなければならないこれからの病院の問題点や運用の仕方について」などの内容の際に「診療・診断検査部門の運用を明確に理解し、最新技術の動向を理解している現場型リーダーの設置」が必要であるとしている。そのリーダーを実は我々がすべきであると発表者達は言いたかったのではないかとも感じた。

最後に漠然としたテーマを 2 年間にわたり会員の方々が知りたかったことを中心に分かりやすくまとめ、発表して頂いた本研究グループの方々にお礼申し上げます。

課題研究 2

循環器撮影（IVR）における被曝線量の全国調査

弘前大学医学部附属病院	木村 均
秋田成人病センター	土佐 鉄雄
岩手医科大学附属病院	村上 龍也
東北大学医学部附属病院	立花 茂
N T T 東北病院	大久 敏広
山形大学医学部附属病院	佐藤 俊光
福島県立医科大学附属病院	久保田 浩之
弘前大学医学部附属病院	神 寿宏
新潟大学医学部附属病院	吉村 秀太郎

1. はじめに

近年、循環器領域においては使用するデバイスの発展進歩と共に、新しい手技も考案されIVRの適用となる症例が増えてきている。IVRでは、診断カテーテル検査に比較し長時間の透視、多数回の撮影となることが多く、被曝線量の増大を招きこれに起因する障害も報告されている。これをうけIVR時の被曝管理や線量測定については、多くの施設で精力的に行われ被曝防護技術の開発に貢献している。しかし、検査中に使用できる適切な線量計も限られている事や、また撮影法の相違等により容易に施設間での比較ができないのが現状と思われる^{1)~5)}。

我々は被曝線量低減対策を目的とし平成9、10年度の課題研究にて『被検者被曝線量の実用的な測定方法』について検討を行い、結果を『被曝低減へのアプローチ』として東北循環器撮影研究会より発刊した。また東北循環器撮影研究会のホームページ中にも冊子として掲載中である。更に測定機器を使用する事なく被曝線量を求める方法として、X線条件等より計算による算出法である『全国循環器撮影研究会皮膚線量推定プログラム』を提唱し配布を行った。これにより測定器を持たない施設においても、被曝線量の算出と施設間での被曝線量の比較検討が可能となった⁶⁾。

全国的な調査では、測定器を多くの施設に配布または巡回し測定するのは不可能である。そこで

今回 IVR 時の撮影条件等について全国にアンケート調査を行い、このプログラムより被曝線量を求め循環器撮影における IVR 時での被曝線量として報告することとした。

調査に先立ち当院を例に IVR の現状について検討をした。当院における IVR の件数の変化を Fig-1 に示す。血管撮影に占める IVR の割合は年々増加し、平成 13 年度には 50% を越えた。これは IVR の社会的な認知、適用となる症例の増加、保険適応範囲の拡大、さらに新しいデバイスの開発、新しい手技の考案等によるものと考えられる。

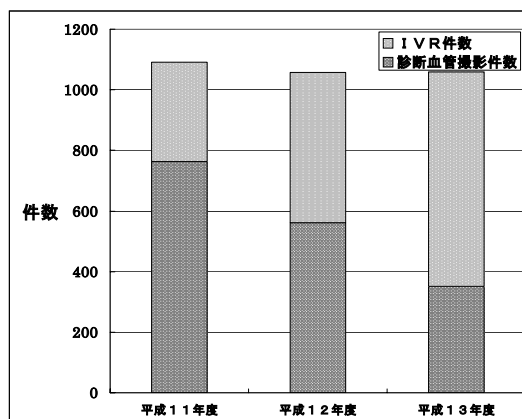


Fig-1 血管撮影件数

当院の過去3年間の変化について件数、内容を Fig-2 に示す。肝臓では 185 件から 251 件へと HCC への塞栓術件数が増加した。骨盤腔への抗

ガン剤の動注では 24 件から 118 件へと増加が著しかった。保険適用となつてからはステント留置件数が 49 件から 183 件へと飛躍的にのびた。

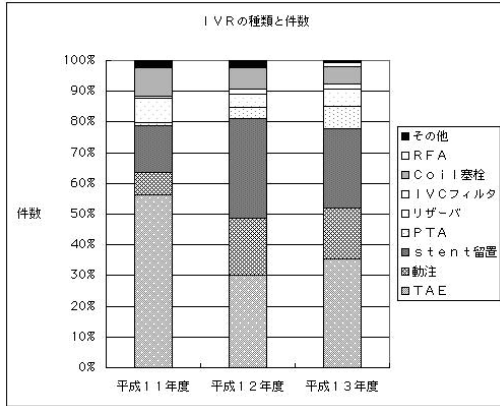


Fig-2 IVRの変化

当院の肝臓における診断カテーテルと IVR 時の透視時間と撮影総フレーム数の比較を Fig-3、Fig-4 に示す。IVR では診断カテーテルに比較し目的とする部位へのカテーテルの選択的挿入、薬物注中時のカテーテル先の監視などにより透視時間が長時間となる事が多く、また選択的にカテーテルを進め造影を繰り返すため撮影総フレーム数も多くなっている。

このように被曝線量が増大する IVR の被曝管理には、従来各施設に於いて種々の線量計を活用してきたと思われる。しかし患者に直接装着し診療上問題なく使用可能な測定器はあまりない。近年小型軽量安価ということで SDM が利用されてきている。プローブの透視不透視性、方向依存性、線束がはずれた場合は測定できないなどの弊害があるが、リアルタイムで測定が出来るうえ、ラドカルに比較し性能面では遜色のない値を我々の測定では示した。プローブを絞り前面にとりつける面積線量計は皮膚面での照射線量が、求まるがこの値をそのまま使用するには若干問題がある。また、当院の例であるがプローブ本体がアルミ換算 0.7 ミリのフィルタとなっている。装置の定格に余裕のない場合は使用を考えざるを得ない。欧米では装着が義務付けられているが価格等を考えると日本での普及率はまだ低いと思われる⁷⁾。

アンケート調査にあたり、被曝低減寄与率が高い撮影機器のフィルタについて検討を加えてみた。シーメンス、フィリップス、GE のフィルタのコントロールを表-1 に示す。シーメンスは撮影時

に被写体厚でフィルタのコントロールを行い、フィリップスは透視時にフィルタを変化させている事がわかった。線量計算を行う際、フィルタの材質と厚さにより線量が変わるためこれらの変化要因は重要な意味を持つ⁸⁾。

以上のことをふまえてアンケートの内容を検討した。

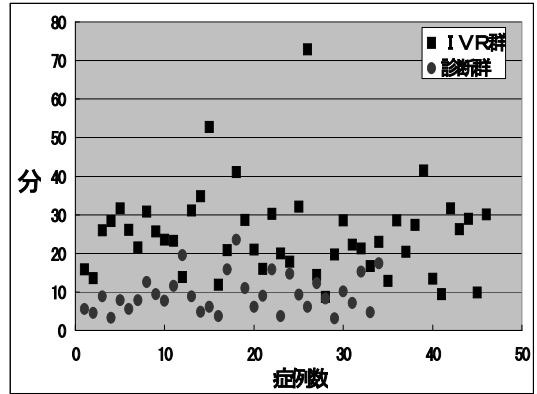


Fig-3 IVRと診断群の透視時間(肝臓)

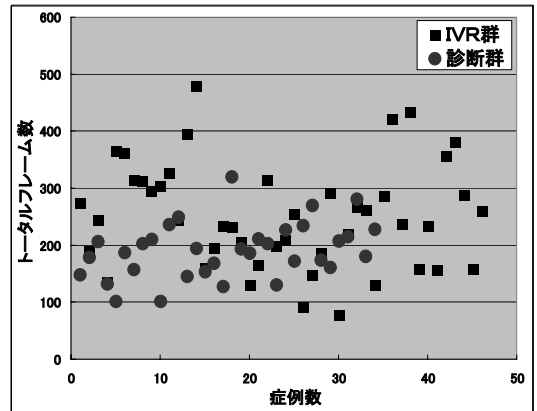


Fig-4 IVRと診断群のトータルフレーム数(肝臓)

表-1 フィルタのコントロール

	透 視	撮 影
シーメンス	0.1mmCu 固定	水 0~10cm 0.2mmCu 10~22cm 0.1mmCu 22cm以上 はずれる
フィリップス	normal 0.4mmCu+0.1mmAl high rad. 0.1mmCu+0.1mmAl low rad. 0.9mmCu+0.1mmAl	フィルタは無し
GE	1.3mmAl 固定	

2. 透視

従来、被曝線量は透視条件の平均などより求める事が多い。しかし被写体厚、X線管の角度、I.I.サイズ、SSD等により変化する条件の平均は捕らえがたい。また、先に示した如く装置メーカーによりフィルタの制御が複雑に行われている装置もあり平均値よりの計算は妥当性に欠けると考えられた。しかし、全被曝線量に占める透視線量の割合が少ないときは、誤差を無視できる事も考えられる。そこで当院における診断とIVR時の透視線量の割合を面積線量計を用い各部位ごとに測定をした。

当院の血管撮影装置、GE社 Advantx ACTには、それぞれ3種類の透視、線量モードがある。透視モードIDFとConvモードは秒間60フレームで、DX-FLUOROモードは30フレームである。線量モードはそれぞれにHIGH、MED、LOWの3種類の線量を変えたモードがある。それらの線量測定結果をFig-6に示す。メーカーが推奨する透視モードはIDFモードであるがDX-FLUOROと比較し約20%ほど高線量である。透視及び線量モードの組み合わせについてファントムと検査中の画像で検討した結果、DX-FLUOROとMEDを使用する事にした。しかし、メーカー推奨の組み合わせと比較し約20%線量が低下している分、画質の低下は避けられない。そこで透視線量の増減に関与しないノイズフィルタとエッジ強調の使用について検討をした。ノイズフィルタとは、パルス透視像のフレームを加算する事によりノイズを低減し画質を改善する機能である。そこで、フレームの加算枚数を増加させ、線量不足から生ずるノイズを低減させた。しかし、加算枚数の増加は動きによる残像を生じる原因となる。エッジ強調は画像にクッキリ感を生じさせ見目上の解像度の向上を促すが、ノイズも強調されてしまうため強調の程度には注意が必要である⁹⁾。

これらの検討により決定されたモードを使用し測定した結果、透視線量の割合は肝臓の診断では33%、IVRでは44%になった。骨盤部では、診断では17.4%で、IVRの動注群は63.9%、塞栓術群は43%、PTA群は55.4%となり、診断群に比較し有意な差があった。なかには、約80%を越える症例もあった。Fig-7、Fig-8にそれを示す。低線量モードで透視を使用しているにもかかわらず、全線量に対する透視線量の割合は少なくない

事がわかった。メーカーの標準仕様では更にその比は高くなる事が予想される。

以上の事より、全線量に対する透視線量の割合は多いことが理解された。算出にあたり妥当性を持つ値で透視による被曝線量を求めるには、体動等により絶えず変化する透視条件を時系列で記録を行う必要があるが多大の困難を伴う。そこで、I.I.のインチ数変化時等、透視の条件が大幅に変動した際に経過時間として記録する事とした。

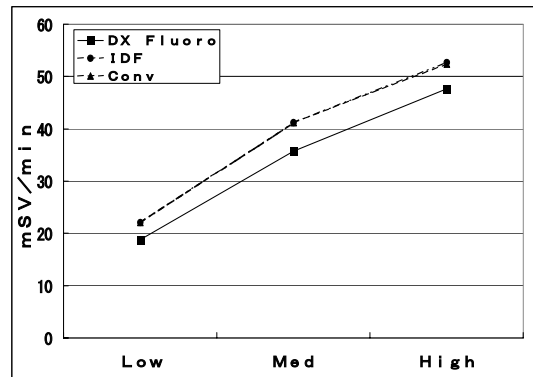


Fig-6 透視の線量比較

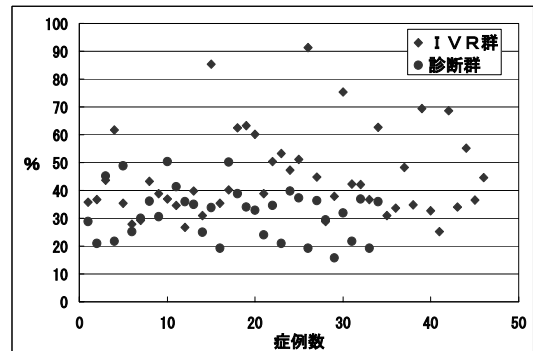


Fig-7 IVRと診断カテーテルの透視の割合比較（肝臓）

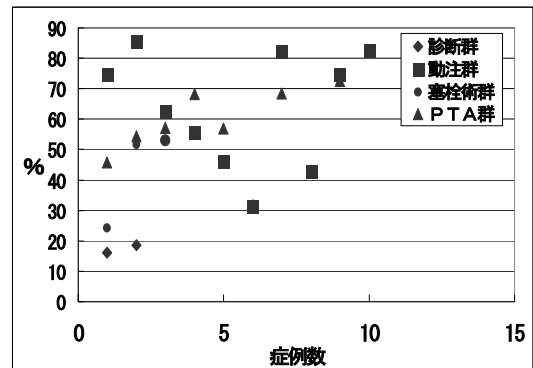


Fig-8 IVRと診断カテーテルの透視の割合比較（骨盤部）

3. 撮影

透視に比較し撮影は条件をログ上に記録している場合が多く、比較的容易に条件の取り出しが出来る。これを取り出し先のプログラムを用い計算を行い撮影分の被曝線量として求める事とした。

4. アンケートの対象部位、症例

アンケートは全国的に行われていると思われる部位、手技を対象とした。頭部に於いては動脈瘤へのコイル塞栓、血栓溶解術、腫瘍への薬物注入、その他、腹部では、肝臓の TAE、TIPS、リザーバ留置、血流改変術、門脈塞栓、その他とし、骨盤部では、PTA、ステント留置その他とした。

アンケート締め切りを7月31日とし全国循環器撮影研究会支持母体の各研究会にて現在アンケート中である。

参考文献

- 1) 東北循環器撮影研究会 被曝低減検討班 : Special Report No2 被検者および術者の被曝線量調査,1997
- 2) Thomas B.Shope : Radiation-induces Skin Injuries from Fluoroscopy.RadioGraphics,1195-1199,16(5),1996
- 3) Thomas B.Shope:Radiation-induces Skin Injuries from Fluoroscopy.
URL:www.fda.gov/cdrh/rsnaii.html
- 4) 佐藤俊光,他:血管撮影装置の線量調査.日放技学誌 54(5),663-669,1998
- 5) 江口陽一,他:血管撮影での被検者の線量調査.日放技学誌 54(7),900-907,1998
- 6) 森剛彦,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,(社)茨城県放射線技師会,(社)茨城県放射線技術学会茨城支部被曝低減委員会,1996
- 7) 東北循環器撮影研究会:被曝低減へのアプローチ 20-26,1998
- 8) 江口陽一,他:付加フィルタによる被曝低減と画質改善効果へのアプローチ 第2報 タンタルフィルタの特性.日放技学誌 53(1),157,1997
- 9) 江口陽一,他:低レートパルス透視の視覚評価.日放技学誌 52(9),1083,1996

課題研究 2

座長集約

金沢循環器病院

米沢 正雄

この研究は IVR 時の被曝線量を全国調査するものである。研究員らは平成 9 年、10 年度の当研究会の課題研究として『被検者被曝線量の実用的な測定方法』について検討し、被曝線量を透視、撮影条件から計算で求める方法として『全国循環器撮影研究会皮膚線量推定プログラム』として提唱した。今回この方法で測定方法を統一し、頭部（動脈瘤のコイル詰め、血栓溶解術、腫瘍への薬物動脈注入その他）、腹部（肝臓の TAE、TIPS、リザーバ留置、血流改変術、門脈塞栓その他）、骨盤部（PTA、ステント留置）における IVR 時の被曝線量測定、特に透視線量に着目して全国調査をし、測定しようという試みである。

調査の前に自施設での測定結果が報告された。メーカー推奨より透視線量を 20%減らし、画質の検討を加えたが、診断のための血管造影に比べ IVR 時は透視線量のウエイトが明らかに大きい手技もあった。

質疑において、発表の中でパルス透視のパルスレートを半分にしても線量が半分まで減っていないのはなぜかという質問があった。装置により単純に半分になっているメーカーもあるが、発表者が使用している GE の装置はパルスレートが半分になっても線量は半分まで下らないとのことであった。シーメンスでも同様と聞いている。

また、パルス透視の利用が増えることを考えると、今後、透視の記録は時間でいいのか、パルスの積算で記録すべきかという質問があった。会場からコメントがあり、電流値の計算はメーカーによって微妙に違うが 1 秒間の平均で電流値を表示している。一部パルスの積算で表示している装置もあるとのことであった。現時点では平均の電流値と透視時間だけを表示している装置と、さらにパルスの積算の両方表示している装置がある。パルス透視は設定により線量が大きく変わる。線量を知るといふ点では透視条件も控えておかないと時間の記録だけではどちらも妥当ではないと思える。パルス透視と線量の点ではまだまだ議論のあるところであろうと思う。今後の記録としてとい

う質問なら、もしかしたら質問に対し座長の勘違いで話がずれてしまったかもしれない。申し訳ありません。

発表の中で SDM では入射線量がリアルタイムで表示されるため有用であるが、時にセンサー部が映し出される場合があると指摘があった。また面積線量計は高価ということであったが、装置設置時につけておけばそれほどではないと聞いている。既設の装置に装着しようとする線量計の装着費用が必要になったり、装置メーカー指定のものでないとメーカーの許可がでるまで時間がかかったりする。面積線量計の誤差は IEC 基準では読値の±25%である。測定はもちろん精度は高い方が良いが、臨床の場では全くわからないということが一番いけない。少々誤差があっても統一された方法で測定することが大切なことだと思う。今回の調査も大変な仕事になるが多くの会員の協力が得られることを願う。

アンケート調査の記入に際しての質問があり、フィリップスでは透視の線量を変えると、その際 X 線管のろ過も変わるので記入がかなり面倒とのことであった。現実の IVR 時には I.I. サイズや SSD、角度が治療の途中で変化するので集計する方もかなり大変な作業になりそうである。平均透視条件では信頼性が低いので、アンケートは面倒になるがご協力を願った。

患者被曝線量の測定は防護の最適化だけではなく品質管理にもつながる。サービスの質と患者さんの安全に対して責任を果たすには時間と費用が必要であるが公にはなかなか認めてもらえない状況にある。しかし診療放射線技師は X 線検査の多くを実際に行うと同時に日常的な業務の中で患者さんに与える線量を監視する立場にあり、患者被曝線量の認識は X 線への疑問を抱く患者さんを安心させることにも役立つ。被曝低減は全国循環器研究会の大きなテーマになっている。かなり細かい作業になると思うが、IVR 時の被曝軽減の参考になる結果がでることを期待したい。

ワークショップ — 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか —

教育講演

カテーテルインターベンションの動向 — 主として小児科領域 —

国立循環器病センター 放射線診療部 木村 晃二

近年のカテーテルインターベンション (IVR) の発展は目を見張る思いである。先ず小児科領域での日本 Pediatric Interventional Cardiology 研究会 (JPIC) の最近のカテーテル治療 (IVR) の動向を示します。

図1はIVR術式別に分類したグラフで2000年をのぞいて経時的に増加している。不整脈に対するカテーテル治療としての焼灼術は特定な一部の施設での症例である。

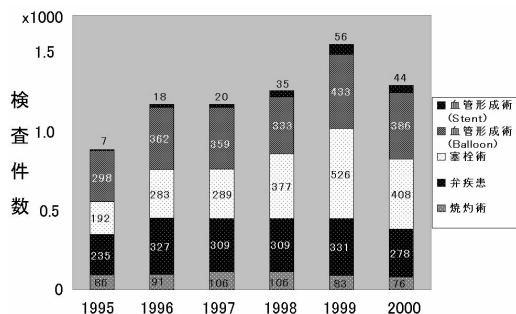


図1 JPIC集計の日本での小児IVRの変遷

図2は各種血管に対する形成術の推移を示したグラフで、ファロー四徴や大血管転換等の術後の肺動脈狭窄や大動脈縮窄（無手術例、術後再狭窄例）へのものが大部分で、最近では術後の肺静脈や上・下上大静脈の狭窄症例にも行われるようになってきた。

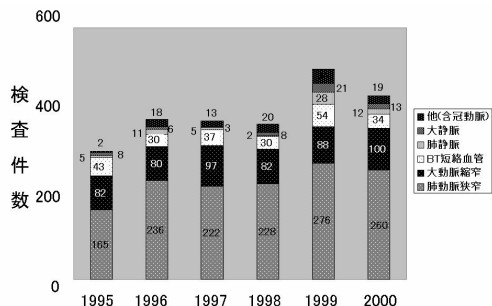


図2 各種血管に対する形成術

図3は肺動脈弁狭窄に対する弁口開大術の推移を示したもので、単純肺動脈弁狭窄に対するものが大部分を占めているが、重症肺動脈弁狭窄～肺動脈弁閉鎖例やファロー四徴術後の肺動脈弁狭窄例、弁付きコンディット狭窄に対しても行われており、1996年からの症例数の変化は少ない。

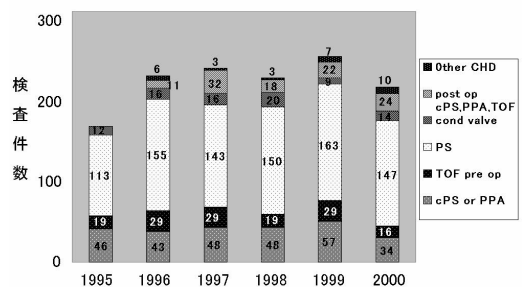


図3 肺動脈弁狭窄に対する弁口開大術

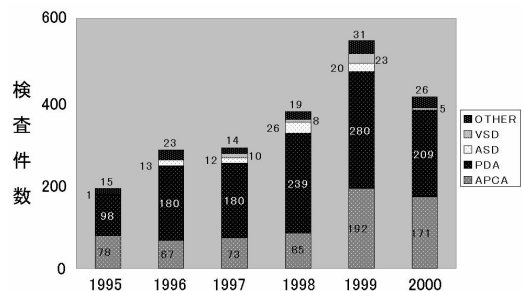


図4 各種疾患に対する塞栓術

図4は各種疾患に対する塞栓術の推移を示したもので、フォンタン手術前（まれに後）の体肺側副血管(APCA)への塞栓、動脈管開存(PDA)例への塞栓が大部分で塞栓物質はほとんどがスプリングコイルである。心房中隔欠損(ASD)への閉鎖術は以前には一部施設で治療が行われていたが閉鎖栓の不具合により中止となっていたが、近年新しく種々の閉鎖栓が欧米で使用されだした。1998年、1999年の症例は Amplatzer Septal Occluder

を用いた治験症例である。心室中隔欠損(VSD)への塞栓は特定施設で行われた症例でスプリングコイルが塞栓物質として用いられた。表1は合併症を示したものである。

表1 合併症

合併症		血管形成術 2351件	弁形成術 1789件	塞栓術 2075件	
出血	11	高度弁逆流	11	コイル流出	33
解離	11	高度不整脈	5	溶血	17
瘤形成	6	血管損傷	4	脳梗塞	2
破裂	9	右室流出路穿孔	25	血管損傷	2
血管損傷	6	心タンポナーデ	13	不整脈	2
ステント脱落	7	チアノーゼ発作	4	手術	8
心筋梗塞	1	脳梗塞	3	死亡	3
脳梗塞	1	手術	15	焼灼術 548件	
膿瘍	1	死亡	17	僧帽弁逆流	2
不整脈	1			心筋梗塞	1
手術	6			死亡	1

図5～7は最近5カ年の国立循環器病センター(NCVC)での小児IVRの推移を示したもので、図5は術後肺動脈狭窄や大動脈縮窄(無手術例、術後再狭窄例)へのステント留置術が漸増している。

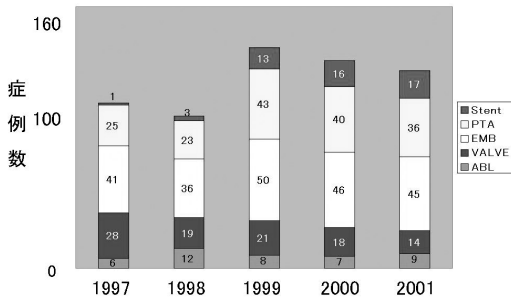


図5 最近5カ年のNCVCでの小児IVRの経過

図6は動脈管開存例へのコイル塞栓術の際の使用コイルの変遷を示したもので初期では0.038" Flipperのみが用いられたが、漸次、0.052" Gianturco coilの使用が増加してきた。

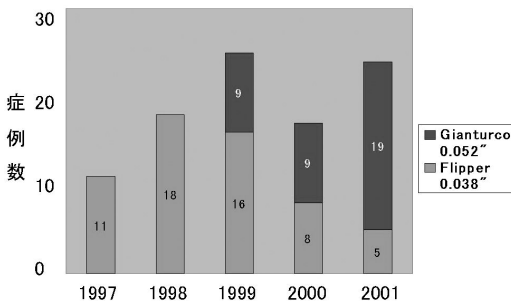


図6 動脈管開存への塞栓時のコイルの変遷

図7は大動脈、肺動脈、肺静脈へのステント留置の変遷を示したもので、漸増の傾向を示している。

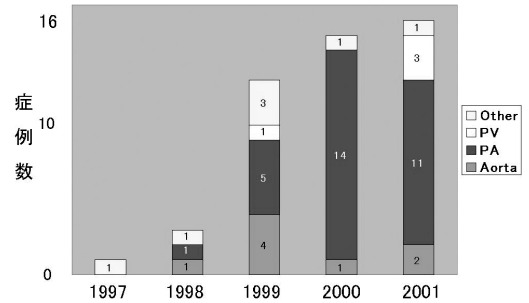
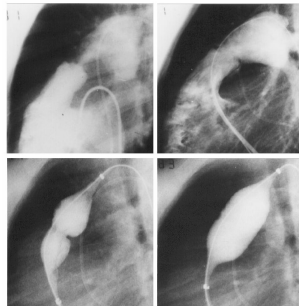


図7 ステント留置の変遷

肺動脈弁狭窄に対する経皮的肺動脈弁形成術 percutaneous transluminal pulmonary valvuloplasty(PTPV)は現在第1選択となっており(図8、9)、右肺動脈弁閉鎖の症例に対しても、弁部の形態や右心室の形態等がそろえばPTPVがおこなわれる(図10-12)。

PTPV (23mm 4cm) 9y9m M 35kg



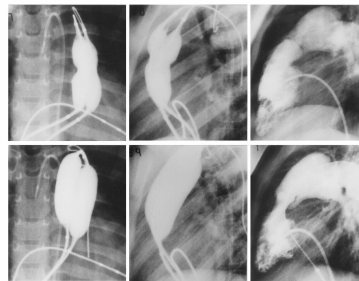
	RVin	RVin PA	RVout	RVout PA
pre	103	8	95	
post	50	36	14	
p.1m	21	2	19	

上段右の術後像で狭窄弁口からの造影剤 jet が消失している

図8 PTPV : single balloon 法

PTPV (15mm x 2 = 24.5mm) 3y1m M 17kg

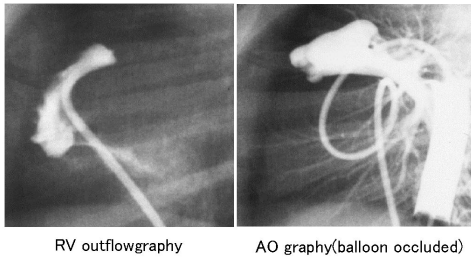
	pre	post	post 1m
RVin-PA	147	145	53 mmHg
RVin-RVout	31	142	43 mmHg
RVout-PA	116	3	10 mmHg



下段の術後像で狭窄弁口からの造影剤 jet が消失している。弁下に一時的な過収縮像が認められる。

図9 PTPV : double balloon 法

Pulmonary Atresia with IVS 14d, F.



右：右室流出路造影
左：バルーン大動脈遮断肺動脈造影像

図 10 純型肺動脈弁閉鎖

PTPV for Pulm Atresia 21d, F.

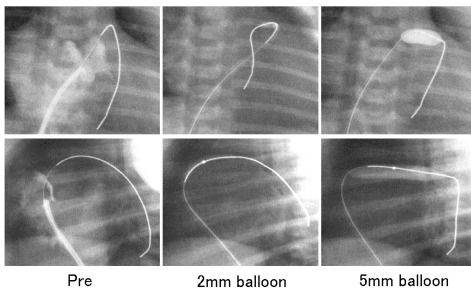


図 11 肺動脈弁穿孔および弁口開大術

RVG after PTPV 21d, F.

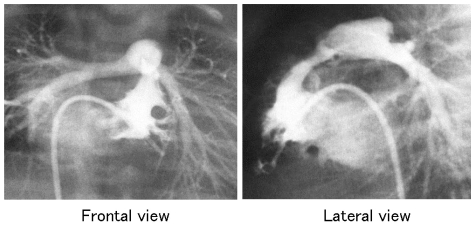


図 12 PTPV 後右室造影像

最近ではガイドワイヤーを用いた弁穿孔だけでなく、Radio-frequency Catheter を用いた弁穿孔も行われている (図 13-14)。また大動脈縮窄や大動脈離断の術後の再狭窄例に対する percutaneous transluminal balloon angioplasty (PTA) も第 1 選択となっている (図 15)。また未手術の限局性大動脈縮窄に対しても一部施設を除いて PTA が第 1 選択となっている (図 16)。また、大血管転換 TGA、ファロー四徴 TOF 等の複雑心奇形術後の肺動脈弁狭窄に対する PTPV、主肺動～左右肺動脈狭窄に対する PTA (図 17) も術後の癒着による再手術の困難さから選択されつつある。

Radio-frequency Perforation
Perforation Sequence for Pulmonary Atresia

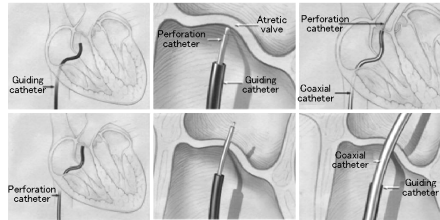


図 13 Radio-frequency Catheter による弁穿孔法

Pulmonary valvular perforation

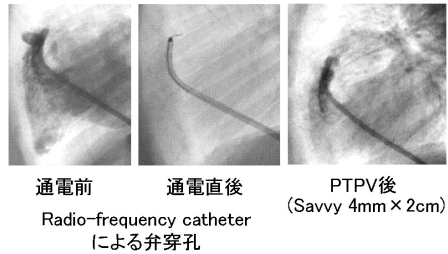


図 14 Radio-frequency Catheter による肺動脈弁穿孔

PTA for reCoA after SFA
(double balloon method)

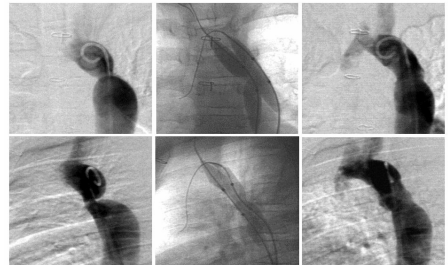


図 15 鎖骨下動脈フラップ大動脈形成術後再狭窄例への PTA

PTA for native CoA (single balloon method)

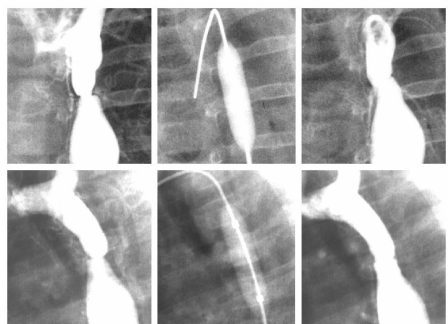
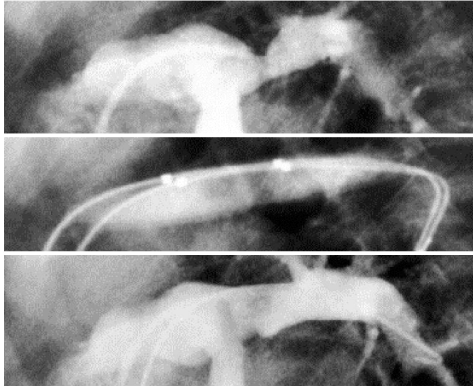


図 16 無手術大動脈縮窄例への PTA

PTA for It-PA (TOF po 9mm balloon x 2)

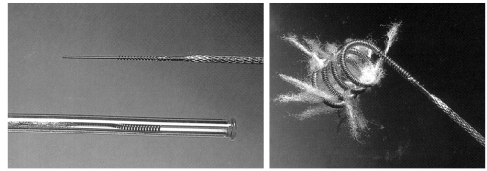


double balloon法(9mm x 2 = 14.8mm)

図 17 ファロー四徴術後左肺動脈狭窄例への PTA

動脈管開存 PDA においてもコイル塞栓術では最小径が 5mm 前後の症例にも行われ(図 18-21)、今後日本でも発売されるであろう Amplatzer Duct Occluder では最小径が 8mm でも塞栓が可能であったという報告もある(図 22)。心房中隔欠損 ASD に対する閉鎖術も 10 年以上以前から種々の閉鎖栓が報告されてきたが現在は Amplatzer Septal Occluder が主流で日本でも治験が終了し近々使用可能となる(図 23)。心室中隔欠損 VSD に対するコイル塞栓(図 24、25)や Amplatzer Muscular Occluder(図 26)も用いられている。フォンタン Fontan 型手術に向けての体肺動脈交通に対するコイル塞栓(図 27、28)や肺動静脈瘻 pulmonary AVF、肺分画症 pulmonary sequestration に対するコイル塞栓術も一般的に行われている。また冠動脈瘻に対しても症例によってはコイル塞栓術が行われている(図 29)。最近では balloon PTA では再狭窄の発現が考えられる症例や再狭窄を来した症例にステント留置が行われている(図 30-33)。上記、いずれも外科手術減少への協力、また最終目的手術状態への到達への協力として行われることがほとんどである。もちろん IVR による合併症も考慮した外科の協力も必要である。

Flipper PDA Occluding System



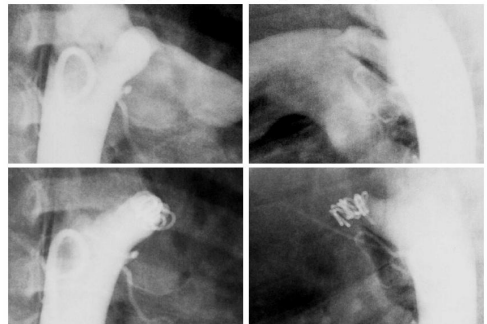
直径	巻数
3mm	3, 4, 5
5mm	3, 5
6.5mm	3, 4, 5
8mm	3, 4, 5

左：上段は留置用ワイヤー，下段はカプセル内のコイル
右：留置用ワイヤーに装着されたコイル

図 18 Flipper PDA Occluding System

Coil EMB for PDA

(Flipper PDA Coil (5mm, 5loops X 2))

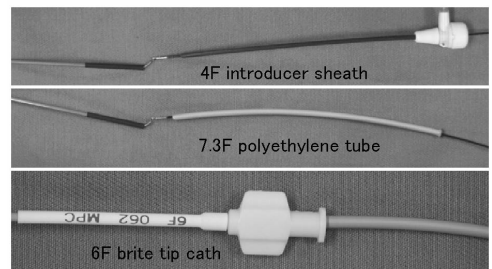


5mm, 5loops の Flipper PDA coil が経大動脈と経肺動脈的に同時に 2 個留置され完全閉塞されている。

図 19 動脈管開存への Flipper PDA coil の留置

0.052" Gianturco coil と

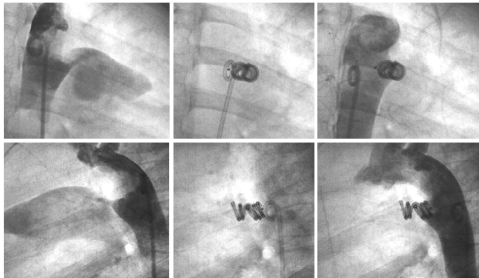
COOK 3F biopsy Forceps との併用



上段：4F sheath を用いた生検鉗子へのコイルの装着
中絶：7.3F polyethylene tube を用いた生検鉗子へのコイルの装着
下段：コイル留置用 6F brite tip catheter へのコイルの挿入

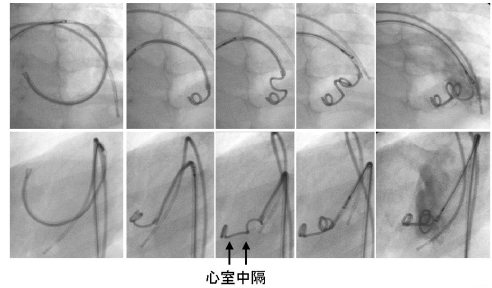
図 20 0.052" Gianturco coil と COOK 3F 生検鉗子との併用

Coil EMB for PDA (Gianturco 0.052"5mm 5loops)



8cm, 5mm の 0.052" Gianturco coil を経大動脈的に留置
図 21 動脈管開存への 0.052" Gianturco coil の留置

Coil EMB for mVSD



上段：正面像，下段：側面像
 術後左室造影で少量の遺残短絡が認められる。
図 25 コイル塞栓術

Amplatzer Duct Occluder

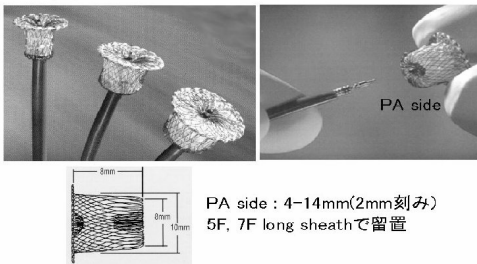
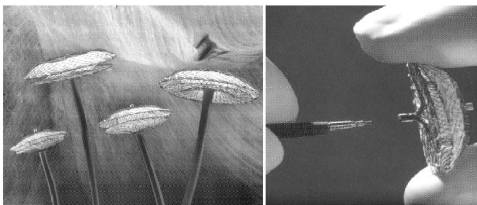


図 22 Amplatzer 動脈管閉鎖栓

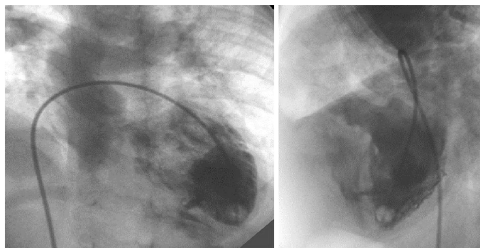
Amplatzer Septal Occluder



Device Size(= stretched ASD) : 4-40 mm
 Recommended Sheath Size : 6-12 French

図 23 Amplatzer 心房中隔欠損閉鎖栓

LVG : Pre Coil EMB for mVSD N.T. 1y4m M 9.6kg



経静脈的に開存卵円孔を通して左室内に挿入した
 Berman カテーテルによる左室造影

図 24 筋性部心室中隔欠損左室造影像

Amplatzer Muscular Occluder

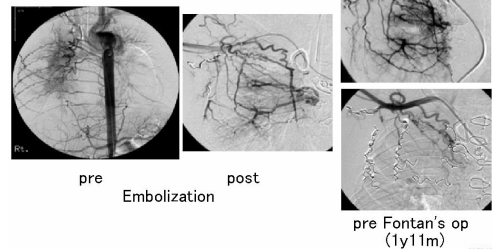


Occluder Size sheath Size
 6, 8, 10 mm 6-7 French
 12, 14, 16, 18 mm 7-8 French

図 26 Amplatzer 筋性部心室中隔欠損用閉鎖栓

Coil Embolization

pre bidirectional Glenn's op(1y1m)



**図 27 フォンタン手術に向けての体肺側副
 血行へのコイル塞栓**

Embolization to modified B-T shunt

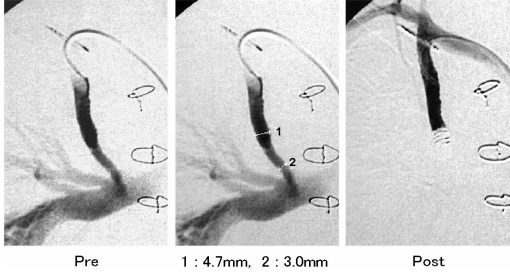
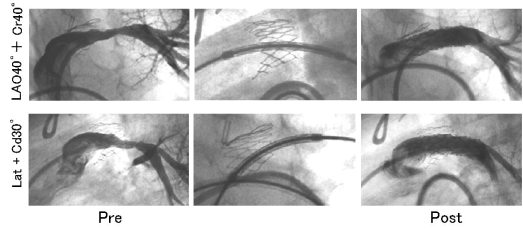


図 28 フォンタン手術前の変法
Blalock-Taussig Shunt へのコイル塞栓

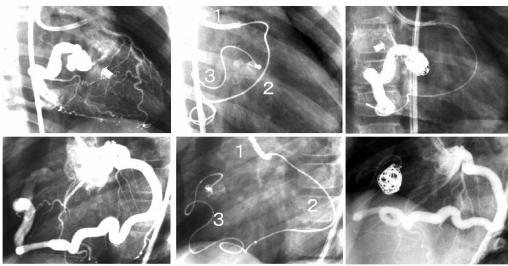
L-PAG pre & post-Stent



Palmaz Stent 留置後の再狭窄への Palmaz Corinthian IQ Stent の追加

図 31 左肺動脈再狭窄へのステント再留置

親、子、孫カテーテルの使用(CAF) S.K. 6y6m1



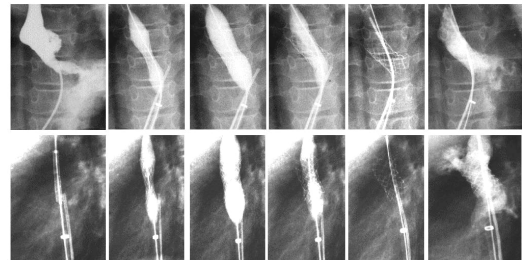
親カテ: 8F brite tip, 子カテ: 5.3F Tracker-38, 孫カテ: 3F Rapid-Transit

親カテーテル(8F), 子カテーテル(5.3F), 孫カテーテル(3F)を使用しての Guglielmi Detachable Coil での塞栓

図 29 冠動脈瘤へのコイル塞栓術

Stenting for SVC (after Mustard op re-stenosis)

12mm x 3mm balloon (15mm stent) H.Y. 11y F



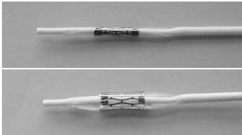
15mm まで進展可能なステントを 12mm, 3cm balloon で留置

図 32 Mustard 手術後上大静脈狭窄の PTA 後再狭窄例へのステント留置

Metallic Stent

・ Balloon-expandable

Palmaz

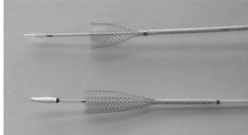


Palmaz Corinthian IQ



・ Self-expandable

Wallstent & Easy Wallstent



Memotherm

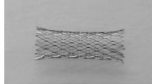
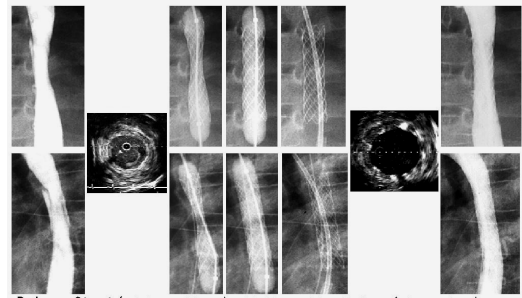


図 30 金属ステント

Stenting for dissecting Aorta A.T. 6y2m F 14.5kg



Palmaz Stent (φ2.1mm, 39mm) with PowerFlex Balloon(φ8mm, 4cm)

図 33 大動脈縮窄 PTA 後の大動脈解離への予定的ステント留置

ワークショップ — 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか —

会員発表

小児心臓カテーテル検査はどう変わったか — 診断を中心に —

東北大学医学部附属病院 放射線部 中田 充

○ マイクロカテーテルを用いた診断カテーテル検査

小児領域において診断カテーテル検査は先天性心疾患の診断、治療方針の決定、手術時期や手術適応の検討を行ううえで重要である。近年では、複雑心奇形に対する手術適応の拡大、手術時期の低年齢化、早期手術時の中心静脈カテーテル留置による大腿静脈や下大静脈の閉塞等によりカテーテルアプローチが困難になりつつあり、従来のカテーテル利用では診断を行うに十分なデータを収集することが困難な場合がある。最近ではハイフロータイプのマイクロカテーテルが使用できるようになったこともあり、当院ではそのような症例に対してマイクロカテーテル(2.8Fr 110cm ハイフロータイプ)を用いてアプローチを行い心内圧測定、酸素飽和度測定等を行っている。

【適 応】

- ・心房、心室間を介した左心系から右心系へのアプローチ
- ・左室から逆行性に心房や肺静脈へのアプローチ
- ・modified B-T shunt を介しての肺動脈へのアプローチや、MAPCA、TAPVR における肺静脈等の血管へのアプローチ

【マイクロカテーテルの諸特性】

図1、2に示すグラフは心内圧測定時の出力波形の特性と造影剤注入能力を測定したものである。

ダンピング係数に関しては通常使用するカテーテルとマイクロカテーテルは同等の最適ダンピング係数0.64付近の値であったが、非減衰固有周波数は通常使用するカテーテルより低く、得られる圧波形は通常使用しているカテーテルに比べ若干なまっている印象であるが、従来用いていた SPカテーテルよりは応答のよい圧波形を得ることが可能となった。

造影剤注入量については、カテーテルの最大許容

圧700PSIで2ml/secの注入量であり、その造影部位は肺動脈等に限定されると思われる。

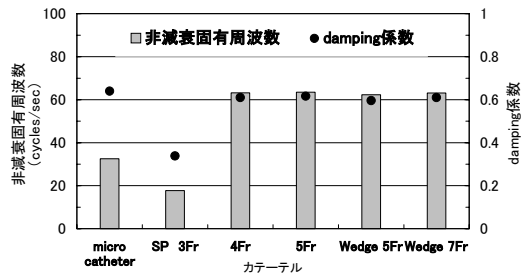


図1 出力波形特性

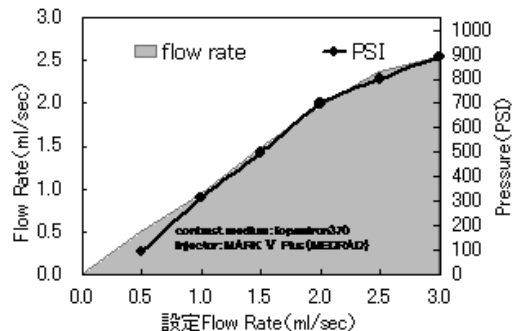


図2 造影剤注入能力

【症 例】

患 児：9ヶ月 female 6.3kg

臨床診断：

Heterotaxy syndrome、DORV、PS、MS、hypoplastic LV、RAA、bilateral SVC、lt.modified B-T shunt 術後

検査の目的：早期 Bidirectional Glenn 手術の適応を見る。

検査時の問題点：両側の大腿静脈が確保できない。

(閉塞疑い) また、MS、restrictive ASD により、心房系の評価が困難である。

4Fr-JR3 のカテーテルを大動脈弓部に置き、そこからマイクロカテーテルをワイヤー先行で left modified B-T shunt を介して right upper PA ① に挿入し、圧測定、サンプリング、PA trunk まで引き抜き圧を測定し、続いて left lower PA ② にて同様に測定。

ガイディングカテを上行大動脈に置き、ワイヤー先行で RV から LA、LA から right upper PV ③ へ進め圧測定、サンプリング、LA まで引き抜き圧測定し LA 圧測定を行い、続いて left upper PV ④ にて同様に測定。

続いて LA から RA、RA から left SVC ⑤ へカテーテルを進め圧測定、サンプリング、RA まで引き抜き圧測定し、IVC ⑥ へカテーテルを進め同様に測定を行い、RA まで引き抜き圧を測定、その後 RA 圧を測定し、LA まで引き抜き圧を測定、カテーテルを pigtail カテーテルに換え RV 圧、大動脈圧を測定 (図3)。

【マイクロカテーテルを用いることの利点】

- ・従来、測定困難であった部位の心内圧測定、酸素飽和度測定を行うことが可能になった。
- ・4Fr ガイディングカテーテルを用いることにより検査後、穿刺血管の閉塞のリスクが軽減した。
- ・症例によって動脈側からのアプローチのみで左右心臓カテーテル検査を終えることができる。

【マイクロカテーテルを用いることの問題点】

- ・カテーテルの非固有減衰周波数が低いため、心内圧波形が若干なまって出力される。
- ・カテーテル内径が小さいため採血の際、時間がかかる。
- ・先端位置確認のため拡大して透視を行い、また手技が複雑なため透視時間が長くなり被検者、術者の被曝の増大が懸念される。

○ 当院の小児心臓カテーテルがシネレスに移行しきれない現状

当院では新旧2台の装置(新装置:SIEMENS BICOR Plus、旧装置:SIEMENS BICOR+DIGITRON 3VACI)により検査を行っている。新装置は導入後3年のシネレスシステムで、デジタルパルス透視、60f/sでのデジタルシネ撮影、さらにcaregraphと言う被曝監視ソフトを用いて被曝管理が行える装置である。caregraphとはX線管球前面に設置された面積線量計の線量値、焦点一皮

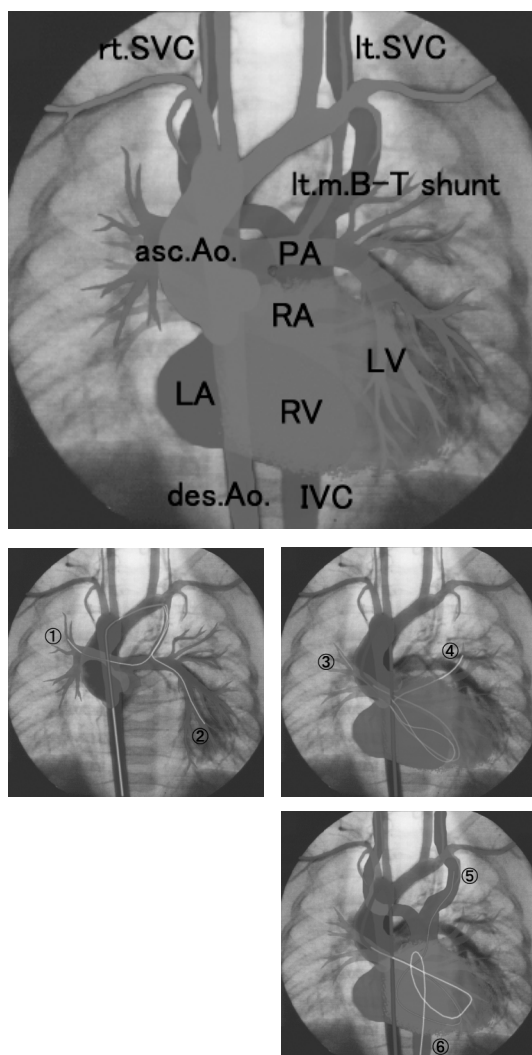


図3 心内圧測定模式図

膚間距離、寝台の位置、I.I.サイズ、照射野サイズ、Cアームの角度、患者情報等の情報を連続的にPCに取り込み、これらの情報を基に被検者の皮膚面線量を算出し、real time でグラフィック表示するシステムである (図4)。

対して、旧装置はシネ装置に DSA システムを組み合わせた装置で導入後 15 年経っている。透視は連続透視であり、I.I.の経年変化により透視像は見づらい状態である。しかし、平成 13 年の 1 年間における小児心臓カテーテルは 115 例 (診断 107 例、IVR8 例) であり、そのうち診断 107 例中 87 例が、IVR に関しても 8 例中 3 例が旧装置で検査および治療を行っている (図5)。

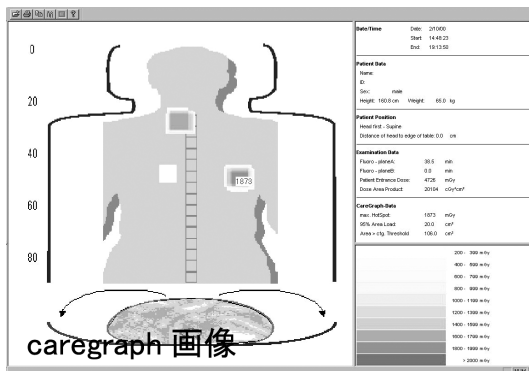


図4 caregraphの皮膚面線量測定結果

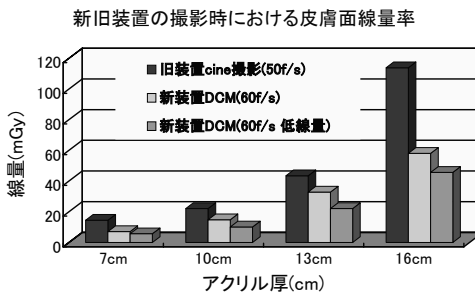
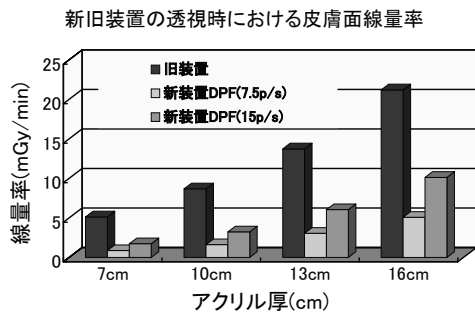


図5 新旧装置の皮膚面線量率比較

【小児科医の意見】

- デジタルシネの静止画の解像度が悪い。
- I.I.径が旧装置に比べ小さい。(新装置：23cm、旧装置：27cm)
- DSA 像は旧装置の方がよい。(S/N、Contrast等)
- 造影所見をトレーシング紙に写す際、モニター上で行うのはブラウン管の歪みや映りこみのため困難である。
- 他院へ紹介する際、紹介施設において DICOM Viewer を所有していないため CD が読めない。

【当院におけるシネレスのメリット】

- シネ装置に比べ、被曝を抑えることができ、また、IVR 時においてもリアルタイムに被曝監視が行える。
- シネの現像におけるランニングコストを削減することができる。
- 現在 CD にて保管しているが、シネフィルムほど保管スペースをとらない。

○ まとめ

小児心臓カテーテル検査においてマイクロカテーテルを用いることにより、今まで以上に手術に必要なデータを得ることができるようになった。しかし、得られる圧波形は若干なまっていることもあり、直接圧を取り扱う際は補正等が必要と思われる。

当院では循環器内科、心臓血管外科はシネレスになっており、小児科のみがシネレスに移行できていない。しかし、被曝低減、被曝管理を進めるためにも小児科医にシネレスの利点を理解してもらう必要があると思われる。

ワークショップ — 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか —

会員発表

小児心臓カテーテル検査の現状と問題点

埼玉県立小児医療センター 放射線技術部 増田 和浩

1. はじめに

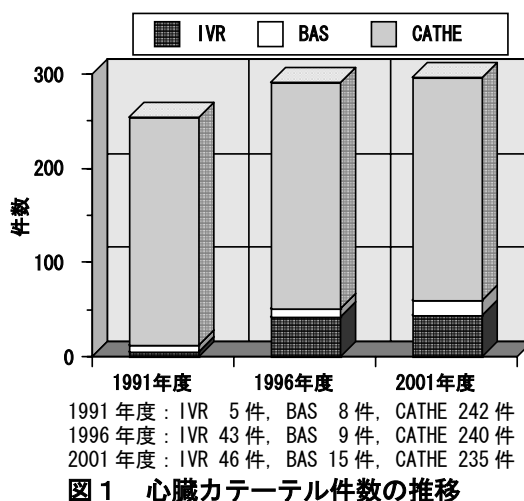
近年の Interventional Radiology (以下 IVR) 手技の発展が目覚ましいことは、誰もが認めることであろう。心臓カテーテルにおける IVR の普及は、小児循環器科領域においても例外ではなく、この 10 年で確実に進歩し臨床の場に浸透してきた。また、小児であるからこそ IVR 手技を適応することに大きな意味がある症例も存在する。当センター心臓カテーテル室においても、この 10 年間で IVR の施行症例は確実に増加してきた。そこで、IVR を中心に小児専門病院の立場から小児心臓カテーテル検査の現状について報告し、一般病院における小児心臓カテーテル検査の問題点について考えてみた。

2. 小児心臓カテーテルの現状

2-1. 診断カテーテルから IVR へ

図 1 に 1991 年度、1996 年度、2001 年度まで、5 年おきに 10 年間の検査件数の推移を示した。それぞれの 1 年間に行われた心臓カテーテルを診断カテーテル(CATHE)、IVR(Balloon Atrioseptostomy 以下 BAS 以外)、BAS に分類した結果を示した。1991 年度における IVR と BAS の心臓カテーテル全体に占める割合は、およそ 2%であったのに対し 1996 年度以降は、毎年 15~20%程度の割合で推移していた。BAS の割合はこの 10 年間でほぼ 3%前後と一定であり、BAS を除いた IVR 手技が増加したことを示していた。

2001 年度に施行した IVR 手技は 46 例あり、その部位別内訳は、肺動脈に対する症例が 24%、動脈管コイル塞栓術 16%、肺動脈弁 16%であり、この 3 手技で IVR の五割強を占めていた。以下、BAS、姑息血管、大動脈、心房中隔、その他と続いていた。



2-2. 撮影・透視条件と照射線量

表 1 に当センターでよく使用している撮影・透視プログラムと、それぞれの条件における照射(空中)線量の測定結果を示した。測定は、各々のプログラムの相対的な比較を目的として行った。測定条件は、小児胸部を想定し負荷として 0.7mmCu+1.0mmAl を I.I.前面に置いた。FOV は、I.I.前面で 150mm×150mm とし、焦点-線量計間距離を 70cm、SID は 100cm として測定を行った。撮影時間は一回 5 秒で 3 回の平均をとった。また、透視は 5 分間の積算結果である。

撮影プログラムの選択方法には、身長・体重、年齢などいろいろな要素が考えられるが当センターでは、新生児乳幼児期の症例に対しては体表面積を参考にし、幼児学童期の症例に対しては体重を参考にし、疾患や心拍数、撮影目的との関連で撮影プログラムを決定している。年長児のフォローアップで心拍数が毎分 100 回以下であれば、毎秒 25 フレームの撮影を使用している。また、IVR 手技の記録として撮影を行う場合は、フレームレートを毎秒 12.5 フレームとし、撮影方向を減らすように心がけている。撮影プログラムは、ほ

とんどの場合に Lock in delay を基本として使用しており、delay time は 1.8 秒から 2.4 秒まで、0.2 秒刻みに設定してある。特に肺動脈造影では、できるだけ抹消まで形態が観察でき、肺静脈から左房へ流入する造影剤も観察できるように delay time を選択している。

撮影方法については観察装置の関係から、現状ではデジタル撮影とシネフィルムの併用を行っているが、動画像ネットワークなどの条件が整えばシネフィルムレスへ移行する方向である。デジタル撮影のみを使用するケースは、カテ位置の決定や血行動態の確認を目的とした試験造影に用いている。使用するプログラムは表 1 の Test inj.1

を主体に使用している。パルスレートは毎秒 6.25 フレーム、低線量のプログラムを作成して使用しており、必要な場合はデータを保存することも可能なため、有用な撮影プログラムのひとつとなっている。

その他に透視プログラムは、被ばく線量の低減を目的に 1.5mmAl+0.4mmCu の付加フィルタを使用している。撮影アンギュレーションに関しては、正・側面のパイプレン撮影を基本としているが、肺動脈分岐部の狭窄に対する撮影や、左右冠状動脈の起始部の撮影ではアンギュレーションをつけることがルチンになっている。

表 1 撮影・透視プログラムと、それぞれの条件における照射（空中）線量の測定結果

プログラム		フレーム数 F/sec	電圧 kV	電流 mA	パルス幅 msec	測定線量 mGy	付加フィルタ
Digital+Cine撮影	Baby	50	57	194	3	1.16	1.5mmAl+0.2mmCu
	Infant	50	56	175	3	1.78	1.5mmAl+0.1mmCu
	Pediatric	25	57	124	3	0.78	1.5mmAl+0.1mmCu
	Auto 25	25	57	145	3	0.84	1.5mmAl+0.1mmCu
	Auto 50	50	57	146	3	1.62	1.5mmAl+0.1mmCu
Digital撮影	Test inj.1	6.25	53	95	2	0.075	1.5mmAl+0.1mmCu
	Test inj.2	12.5	53	94	2	0.156	1.5mmAl+0.1mmCu
	Test inj.3	12.5	55	136	2	0.238	1.5mmAl+0.1mmCu
透視	Low	連続	59	7.9		1.88	1.5mmAl+0.4mmCu
	Normal	連続	57	6.7		3.1	1.5mmAl+0.2mmCu
	Pulse	12.5	59	1.8	3	2.26	1.5mmAl+0.1mmCu

2-3. IVR 手技への対応

IVR を行う場合に注意している点のひとつは、IVR 手技に直接関係する距離計測の精度である。患者さんの体型が極端に違うため、計測用のメジャー撮影を患者さん毎に行っている。メジャーの撮影は、患者さんの胸圧を測定し、幾何学的条件を IVR 施行時と同一にして行っており、図 2 に示すように使用するメジャーも正側用に使用する平板状のものと、アンギュレーション用のボール状のものを使用している。

次に、使用するデバイスについての情報収集と、情報のデータベース化に注意している。弁・血管形成用のバルンカテーテルは、バルン経、シャフト経、適合シース、ガイドワイヤなどの製品情報をデータシートとして一覧表にまとめている（表 2）。また、使用したカテーテルは、回収してバルンの有効最小容量や破裂気圧、ガイドワイ

ヤヤシースとの相性などについて実測し記録を残している。

IVR に限らず心臓カテーテルを進めていく過程で、重要な要素として患者情報の整理と活用があげられる。心臓カテーテルの始まる前に得られる術前情報（各種検査結果・現病歴・主訴と検査目的など）、心臓カテーテル中に得られる術中情報（心内圧・血中酸素飽和度・造影所見など）、心臓カテーテル後に得られた結果の評価と反省を行い、次の検査へ活かしていくことが重要である（図 3）。

3. 小児心臓カテーテルの問題点

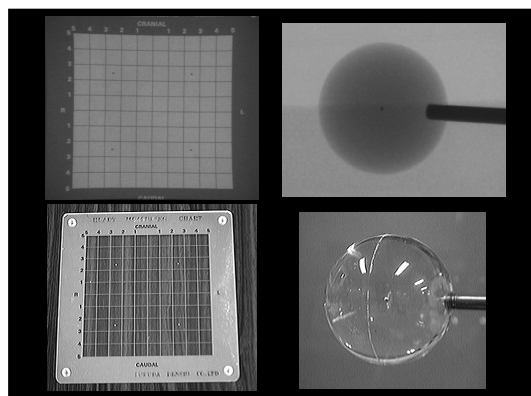
先天性心疾患をはじめとする小児循環器科領域の心臓カテーテルでは、対象とする患者さんの体型が千差万別であり、撮影装置のセッティングだ

けでも多様な配慮を必要とする。また、小児の専用装置が存在しないため、大なり小なり装置の改造を行う必要が生じやすい。出生直後に診断目的のカテーテルを行い、姑息手術、IVR、心内修復術、経過観察のカテーテルを行う症例もあり、被ばく線量をできるだけ少なくすることが要求される。使用されるカテーテルなども小児用の種類が

少ないため、選択が難しく請求の問題もある。さらに、患者さんとコミュニケーションがとれず、協力を得ることが困難である場合が多い。先天性心疾患そのものの種類が多く、複合心奇形を伴うことが多いため、件数の少ない病院では疾患の理解を難しくしている。等々の問題点が存在する。

表2 バルンカテーテル・データシート

商品名	製品規格コード	実測有効容量	実測破裂気圧	バルン径	バルン長	ワイヤ	耐圧	シース
Hopkington DSC	DSC42545	0.3mL	20ATM	4.0mm	2.0cm	0.021	10ATM	5F
	DSC52545	0.6mL	20ATM	5.0mm	2.0cm	0.021	10ATM	5F
	DSC62545	0.8mL	20ATM	6.0mm	2.0cm	0.021	10ATM	5F
Hopkington PDC	PDC42435	0.4mL	19ATM	4.0mm	2.0cm	0.018	5ATM	4F
	PDC52435	0.6mL	15ATM	5.0mm	2.0cm	0.018	5ATM	4F
	PDC62435	0.6mL	15ATM	6.0mm	2.0cm	0.018	5ATM	4F
	PDC7254	0.8mL	14ATM	7.0mm	2.0cm	0.021	5ATM	5F
	PDC8255	1.2mL	11ATM	8.0mm	2.0cm	0.021	5ATM	5F
	PDC505	1.6mL	8ATM	9.0mm	3.0cm	0.025	3.0ATM	5F
	PDC102655	2.0mL	10ATM	10.0mm	2.0cm	0.025	5ATM	6F
	PDC506	2.0mL	8.0ATM	10.0mm	3.0cm	0.025	3.0ATM	5F
	PDC122576	4.0mL	8.0ATM	12.0mm	2.5cm	0.025	4.5ATM	7F
	PDC507	3.6mL	7.0-8.0ATM	12.0mm	3.0cm	0.025	3.0ATM	6F
	PDC15387	6.0mL	8.0-9.0ATM	15.0mm	3.0cm	0.035	3.5ATM	8F



左側：銅板エッチング（1cm 刻み）

右側：アクリルボール（5cm）

図2 キャリブレーション用メジャー

4. まとめ

まとめとして、小児領域のIVRにおける撮影技術的な要点を示す。

- 1) 術前情報としてエコー、CT、MRIなどの所見を参考に使用する診療材料（バルーンカテーテル、コイル、ガイドワイヤー等）を予想しておく。
- 2) 正確な直前計測を行うためのメジャーの撮影、

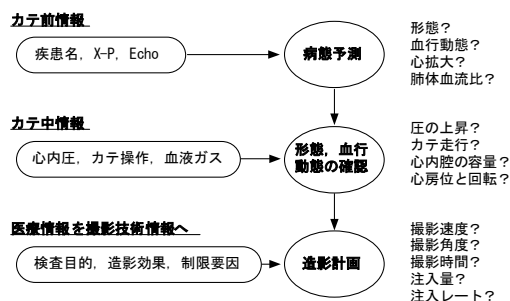


図3 先天性心疾患に対する撮影技術情報

またはキャリブレーションの方法を準備しておく。

- 3) 使用する材料の正確な情報を認識しておく。
- 4) 透視・撮影条件の最適化を行い、患者さんと術者の被ばく低減を実行する。
- 5) 治療をスムーズに行うための知識と経験を習得する。

心臓カテーテルの業務は、チーム医療の代表的な例であろう。心臓カテーテルのスタッフチームを構成するメンバーは、職種ごとの専門知識の他に、対象とする疾患に関する最低限の共通認識を持つことが要求される。医師、看護師、診療放射線技師、その他スタッフの全てが、同一レベルの知識を持つことにより始めてチーム医療がスター

トすると言っても過言ではあるまい。放射線管理区域である心臓カテーテル室でのイニシアティブをとるのは、診療放射線技師であることは自然の流れであり、そのための努力をし続けなければならない。それが、患者さんを中心にした小児医療の実現に寄与するはずであるからである。

最後に、この機会を与えてくださった全国循環器撮影研究会の皆様に深謝いたします。

ワークショップ — 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか —

会員発表

小児心臓カテーテル検査の現況 — IVR を中心にして —

国立循環器病センター 放射線診療部 山田 雅亘

【カテーテル検査の状況】

当センターの過去 5 年のカテ件数は、1997 年より年間 4,000 件を越え、昨年は 5,067 件と 22% 増加した。その中で小児科は、5 年間で 30% 増加している。

【IVR 検査の状況】

IVR 検査の状況は、1997 年に高性能 DF 搭載の心カテ装置更新と、IVR の需要にともない成人 PTCA は 1996 年から 64% 増加であったが、小児は約 200% と著しく増加した。さらに小児の IVR は、昨年で小児カテ全体の約 20% を占めるようになった。

【IVR が適用される主な症例】

狭窄拡張術としては、肺動脈狭窄、肺静脈狭窄、大動脈狭窄症、肺動脈弁狭窄症、大動脈弁狭窄症である。閉鎖術としては、動脈管開存症、主要体肺動脈側副動脈である。

【術式と疾患による検査の割合】

IVR の内訳として PTA と Emboli が、全体の約 80% を占めている。拡張術の約 65% は肺動脈疾患で、塞栓術の殆どは動脈管開存症と側副血管の Coil emboli である。

【小児心カテ撮影時の注意点】

- 透視は、患者被曝低減の意味から画質が術者の手技に妨げとならないことを前提として、低線量透視 (7.5fps) にする。また、管電圧が 70kV 前後となるように付加フィルターで調整をする。
- PTA のバルーン拡張を撮影するときは、フレームを 15fps 以下にする。
- 透視時は、視野内に確実に可動絞りが見えるようにする。
- DA 撮影の Aorta 造影において、側副血管の有無を診断するためにサブトラクションが有効で

あるため、造影剤注入開始時間を遅延して撮影する。

【小児心カテとデジタル化】

利点

- サブトラクション画像の動画診断が、各端末で可能となる。
- シネカメラが省かれシネカメラとアームは、アンギュレーション時に干渉しにくくなる。また、Cra や Cau の深い角度が可能となる。

問題点

- 時間及び空間分解能は、シネより劣る。

【造影部位と撮影方向】

肺動脈狭窄

右肺動脈

RAO30° CRA30° , LAO90° CAU30°

左肺動脈

LAO30° CRA30° , LAO90° CAU30°

動脈管開存症

RAO25° , LAO90° or LAO110°

【小児科に用いているアンギオ装置のスペック】

Toshiba Infinix CB (DFP-2000A)

Fluoro : 低電圧透視モード (7.5fps)

収集 matrix/bits {デジタルシネ : 512²/10 30 or 15fps, DSA : 512²/10 30fps}

【透視電圧と皮膚吸収線量の関係】

小児心カテ検査時に、使用される装置のパルス透視線量を測定する。パルス透視の mode を変え、被写体としてアクリル板 10cm を付加し、Radcal 線量計とスキンドースモニター (SDM) で線量率を測定する (Fig. 1)。

使用機器

装置：Infinix CB (KXO-100G)

付加フィルタ：0.03mmTa

線量計：Radcal 線量計 (9015 チェンバー)

低電圧透視モードにおいて、全体に SDM 指示値は Radcal 線量計より低い値を示した。

この結果は、IAEA (国際原子力委員会) の BSS (電離放射線の防護および放射線源の安全のための国際安全基準) で表面入射線量率 (mGy/min) は、通常 25 (mGy/min) ハイレベル 100 (mGy/min) であるが、十分使用可能であるということがわかる。

透視電圧と皮膚吸収線量の関係

SID: 105cm PID: 18cm I.L.: 7inch アクリル板: 10cm
透視フレーム: 7.5 fps
低電圧透視モード (65 kV, 50 mA, 2.0~4.4 msec)
高電圧透視モード (80 kV, 15~50 mA, 1.7~4.0 msec)

透視	パルス幅	透視モード	線量率(mGy/min)	
			Radcal	SDM
パルス	Low	低	1.56	(1.2)
		高 (15mA)	1.10	(1.1)
	Normal	低	2.27	(2.1)
		高 (15mA)	1.65	(1.7)
	High	低	3.55	(3.5)
		高 (50mA)	2.52	(2.6)

Fig. 1

【SDM による皮膚吸収線量 (経時的変化)】

実際の検査の中で、皮膚吸収線量がどのように変化するのか経時的に測定した。結果は、肺動脈狭窄に対する PTA 時の SDM の測定値である (Fig. 2)。主として、透視線量に着目しがちだが、撮影線量には、はるかに及ばないということが伺える。

SDMによる皮膚吸収線量 (経時的変化) — PTA for PS —

時刻	状態	透視時間 (min)	I.L. (inch)	SDM (mGy)	面積線量計 (cGy/cm ²)	撮影条件 (kV / mA / msec)
13:30	透視	5.9	9	7.6	105	65 / 50 / 6.5
	PA造影		5	13.9	148	75 / 470 / 4
13:50	透視	8.8	↓	20.9	255	65 / 50 / 6.5
	Balloon × 6 Inflation		↓	45.6	459	79 / 480 / 5
	Post造影		↓	54.4	527	72 / 530 / 5
14:13	透視	11.5	↓	57.5	581	65 / 50 / 6.5
	Post造影		↓	63.7	610	76 / 440 / 5
14:20	透視	20.3	↓	76.7	805	65 / 50 / 6.5
14:44	FA造影		9		829	66 / 200 / 4

Fig. 2

【SDM による吸収線量 (小児心臓 IVR)】

表は、小児心臓 IVR 検査 21 例 {年齢: 8.3±6.5 才、身長: 118.4±40.8cm、体重: 8.1±19.1kg} の吸収線量である。内訳は肺動脈狭窄 (PTA or

Stent): 13 例、肺静脈狭窄 (PTA): 1 例、動脈管開存症 (Coil emboli): 6 例、主要体肺動脈側副血管 (Coil emboli): 1 例である。結果は平均値で示した (Fig. 3)。被写体が小さいということで透視時間の割に問題となるような線量は、記録されなかった。ただし、被写体条件 {年齢: 14 才、体重: 48.9kg、正面透視 31 (min)、側面透視 31 (min)} においては、非常に高線量を記録した症例もあるので注意しなければいけないと考える。

皮膚吸収線量	216.5±143.2 (mGy)
正面透視	42.5 ± 24.6 (min)
側面透視	13.9 ± 12.3 (min)
検査時間	197.8 ± 81.8 (min)

{年齢: 14才, 体重: 48.9kg, 正面透視 31 (min), 側面透視 31 (min)}

側面皮膚吸収線量	3996(mGy)
----------	-----------

Fig. 3

【SDM の長所と短所 (小児心カテにおいて)】

長所

- 皮膚吸収線量を簡易測定できる線量計である。
- 透視および撮影方向の変化において、患者が小さいことから術者との協力のもと、測定部位を簡単に移動させることが可能である。
- リアルタイムに積算線量が目視できるため、従事者に対し被曝の低減化を促すには、説得力がある

短所

- 透視および撮影方向の変化において、チェンバー位置の再設定が検査進行の妨げになる。
- 目的部位に設定するには、最終的に透視にたよる。

【IVR が繰り返された一症例】

2 年間に心カテが 17 回も繰り返された症例の累積照射時間と撮影回数で、あと記録されている分の面積線量である (Fig. 4)。患者には、現在明瞭な症状は現れていないが、ここで注意していただきたいのは、この症例のように頻繁に検査が行われるケースが増えてきているということである。

IVRが繰り返された一症例

1999/8/25 診断カテ	疾患名：上部心臓型総肺動脈流異常症(TAPVC) 期間：1999/8月～2001/9月 カテ検査：全17回 (IVR：15回，診断カテ：2回) 累積照射時間 (F)：1010 min 約17時間 (L)：139 min 面積線量 (8回分) (F)：14673 cGy*cm ² (L)：12317 cGy*cm ² 撮影回数 (F)：240回 (L)：219回
10/4 PTA	
10/15 PTA	
12/7 BAS	
12/8 PTA	
2000/1/21 PTA	
3/22 PTA	
5/19 PTA	
7/10 PTA	
9/1 PTA	
11/14 PTA	
2001/1/11 診断カテ	
1/12 PTA	
2/25 PTA,Stent	
3/7 PTA,Stent	
6/18 BAS, PTA,Stent	
9/28 BAS,PTA	

Fig. 4

【QCファントムによる画質評価】

目的

画質の品質管理を行う上で、X線量の変動が画像に及ぼす影響を評価する。また、デジタル化に伴い、シネ撮影用に設定されたAEC (automatic exposure control)を見直すため、フォトマル印加電圧を変化させて、X線量を減らし、撮影された画像の評価を行う。

方法

現状の設定値である I.I.入射線量 (約 20 μR/frame)を SDM で計測し、これより約 1~4 割まで減少させる。チェンバー位置は、ベットとファントムの間とする。品質管理用 QC ファントム (OD-03A)を 10 秒間撮影し、鮮鋭性と粒状性を視覚的にかつ、粒状性において物理的に評価する。

撮影条件

SID : 105cm ; PID : 5cm ; I.I.size 9inch ; Matrix size : 1024²×10

Original: (1.02mGy/sec) ; 74kV, 320mA, 8msec
 -10% : (0.92mGy/sec) ; 70kV, 320mA, 8msec
 -20% : (0.83mGy/sec) ; 67kV, 320mA, 8msec
 -30% : (0.75mGy/sec) ; 64kV, 320mA, 8msec
 -40% : (0.68mGy/sec) ; 63kV, 400mA, 6.3msec

結果

量子雑音は、線量減少にともない X 線粒子のゆらぎで、画像上にざらつきが生じた (Fig. 5)。

Originalから X線量を減少させた各画像を減算した画像は、入射線量の差が示されている (Fig. 6)。差が大きくなるにつれ、粒状性が悪くなっている。

QCファントムによる視覚評価

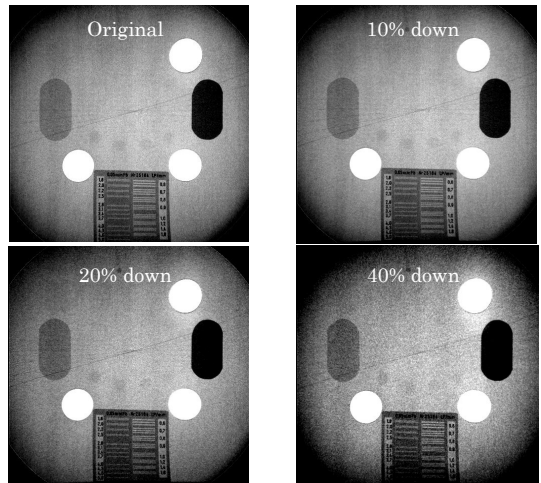


Fig. 5

QCファントムによる視覚評価 (サブトラックションによる評価)

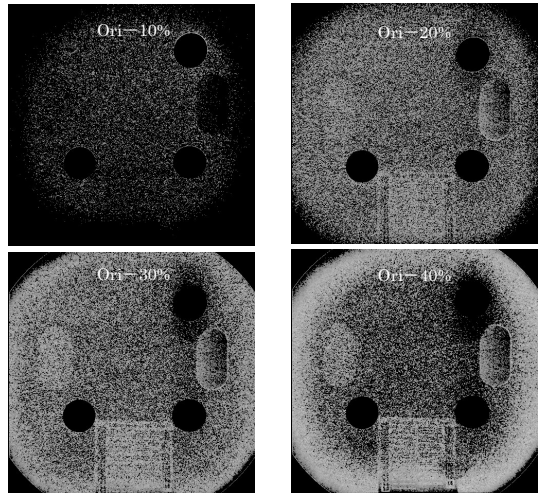


Fig. 6

【QCファントムによる視覚評価】

QC ファントムの各線量における鮮鋭性と粒状性を視覚評価した。心カテ検査に 5 年以上の経験を持つ放射線技師 11 名より Piano 線とフィルム片の認識可能な限界をチェックした。決定基準は、6 名以上が認識できたところとした (Fig. 7)。

実線は動画、破線は静止画での結果である。X線量が少なくなれば、鮮鋭性は下がり、粒状性は悪くなる。動画においては、SN が視覚上加算されてしまうので、グラフ上は良好な状態を示している。

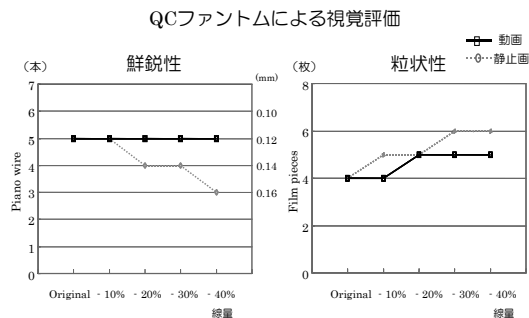


Fig. 7

【QC ファントムによる物理評価】

画像のほぼ中心でSDを、フィルム片上で (Mean(n)) (Fig. 8) を、その近辺で(Mean(0))とSD(0)を測定する。低コントラストは、(Mean(n) - Mean(0))で求め (Fig. 9)、SN 比は低コントラストをフィルム片のないところの SD(0)で割る (Fig. 10)。

ファントムにおいては、現状より 10%減の線量変化において、カンタムノイズが、まだそれほど画像に大きく影響を及ぼしていないことが推測できる。低コントラスト (粒状性)も、線量 10%減の画像は、有効だと考えられる。また SN 比においても、グラフの傾斜から X 線粒子の揺らぎは、問題ないと推測できる。

【まとめ】

小児心臓 IVR は、今後新しいデバイスと共に増加の一途をたどると考えられる。その中で、各施設における画質のガイドラインを作成して、透視及び撮影線量を決定するのが良いと考える。

現時点において、当施設では透視時間と面積線量計の測定値が被曝線量の目安とされているが、患者の皮膚吸収線量ではないので、従事者への説得力にかける。今回の SDM による測定値は、術者への放射線による確定的影響への関心を少しでも高めることができたと思う。

入射線量の違いによるSDの変化

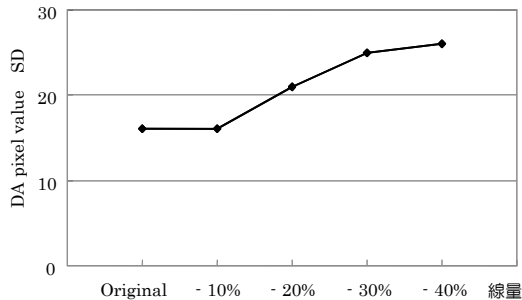


Fig. 8

入射線量の違いによる低コントラスト

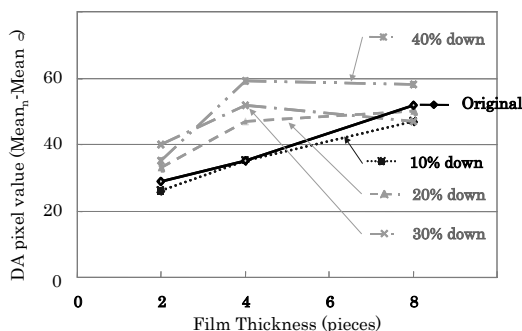


Fig. 9

入射線量の違いによるS/N

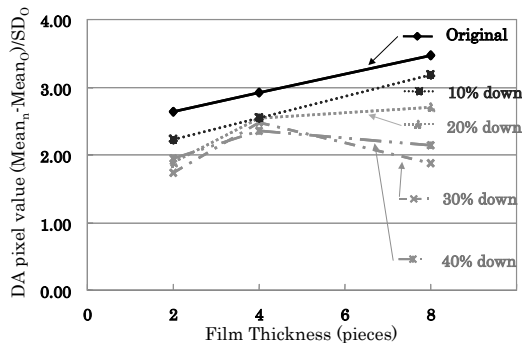


Fig. 10

ワークショップ — 小児心臓カテーテル検査はどう変わったか —

会員発表

座 長 集 約

北海道立小児総合保健センター 井上 勝広

近年、心臓カテーテル検査は、診断カテとともに、IVR というカテーテル治療の発展が目覚ましい。また IVR の割合は、年々増加傾向にあるようである。そしてニューデバイスの発展・改良や技術の向上などにより、検査の目的が診断のみならず、治療することも目的とするようになった。PTCA が多くの施設で行われるようになり、Balloon による PTA や、PTCR、ロータブレータ、さらにステント留置や Coil 塞栓術など、外科手術ではない治療法が確立してきた。外科手術に比べ、カテーテル治療は侵襲性が少ない上、術創も小さい。従前の外科手術と同様の、あるいはそれに近い成績ならば、リスクを負うことはない。小児領域においても同様であり、適応も広がりを見せている。小さな患児にとって、その恩恵は計り知れない。だが IVR による検査時間の増長にともない、被曝低減・管理や大容量データ保管・管理などが今また、クローズアップされてきている。今回のワークショップ「小児心臓カテーテル検査はどう変わったか」において、会員発表として3施設から発表していただいた。大学病院、小児専門病院、循環器専門病院、それぞれの施設における現状・特徴など、垣間見ていただいたかと思われる。本研究会の視点は、循環器分野の中での小児領域であり、会員の中には、小児の心カテを直接見たことがない方も、おられたかもしれない。そのような意味でも、本テーマは大変意義深いものであったと思われる。

発表の内容の概略

東北大学医学部附属病院の中田充氏より、マイクロカテーテルによる診断カテの小児への適応と、その問題点。シネレスに移行しきれない現状を発表していただいた。マイクロカテーテル (2.8Fr) の利点は、従来困難であった心内圧・酸素飽和度の測定ができることであり、また通常のカテーテルでは難しい、MAPCA、TAPVR の側副血管な

どへのアプローチが比較的容易にできることであるとしている。また現状として、シネレスに移行できないで苦慮している点をあげていただいた。デジタル静止画の解像度の悪さ、また旧装置との比較で、I.I.径の狭小化、S/N 比、空間分解能の低さなど、このことは、どの施設においても簡単にはいかなかったと思われる。IVR が発展・増加してきている現在、検査時間の延長による被曝増・血管計測の即時的要求・シネデータの保管・・・などに対するデジタルシネのメリットや将来性を最大限に訴え、是非小児領域に対してもデジタルシネへの移行を、と希望します。

埼玉県立小児医療センターの増田和浩氏より、小児心臓カテーテルの現状と問題点について総括的に発表していただいた。その内容は、小児科分野の中での循環器領域であり、小児心カテにおけるの準備や心構え、小児においても IVR が増加してきていること。またそれに伴い、撮影・透視条件の工夫の必要性があり、被曝低減の追及と被曝管理が重要になってきていること。さらに患児の体型が千差万別であるが、距離計測の精度を高めるため、工夫をし、アンギュレーション用のボール状メジャーを使用しているなど、ということであった。短い時間の中で、撮影技術的な点を含め、よくまとめられた素晴らしい発表内容であった。

国立循環器病センターの山田雅亘氏より、全カテ件数が年間 5,000 件を超える中で、小児心カテ・IVR の現況を発表していただいた。その中で特に、SDM (skin dose monitor) による吸収線量測定とその長所・短所について。また QC ファントムによる実験・評価をふまえてまとめたいただいた、内容の濃いものであった。IVR の件数が増加する中であっては、透視時間・撮影回数も増えると思われる。各施設での画質管理、また被曝管理が重要であると、改めて考えさせられるものであった。

まとめ

今回の会員発表においては、同じテーマでの発表であり、重複した点もあったと思うが、両施設の間で、管電圧の違いを私のほうから指摘させていただいた。もともと被写体コントラストが低い小児においては、低電圧（50kV 台）での撮影が通説であるが、ダイナミックレンジが広く、高コントラスト分解能、大容量のデジタルシネの場合は、その画質に問題がないのであれば、被曝低減のためにも 70kV〜でよいと思われる。今後、検討できる点かもしれない。また、パルス透視（7.5 P/S など）の使用・状況に応じた撮影フレーム選択、により被曝低減をさらに進めていきたい。

一般的に成人の心疾患は、「正常心」が病気になり—その診断・治療へ…となる。つまり、IVRであれ、外科手術であれ、結果的に「もと」どおりにすることが、「正常心」になることにつながる。しかし先天性心疾患は、「もと」が病気なのだから「正常心」に限りなく近づかせなければならない。が、複雑心奇形を合併している疾患では、IVRで「もと」に戻したとしても、それで「正常心」になるわけではない。したがって最終的には一部の単純な疾患を除き、先天性心疾患のほとんどは、まだまだ外科手術を必要としているのである。小児のIVRでは、現状においてまだまだ姑息的な治療と言わざるを得ない。しかし先天性心疾患の全てがハイリスクである外科手術による治療であったことを考えれば、IVRでの治療は革命的発展と言えるだろう。私たちの立場で、どこまでもローリスク・ハイリターンを追求していきたい。

さて「小児心臓カテーテルはどう変わったか」というテーマであったが、少子高齢化の時代において、その件数は減るというより、IVRの発展により増加しているのが現状であろう。どう変わったか？と問われれば、それに答えるのは難しいが…IVRによって治療そのものができるようになった。デジタル撮影によって計測の即時性・正確性があらわれてきた。被曝低減・管理に最大の工夫が必要になってきた。心エコー・MDCT・MRI等の他のモダリティの進化もあるが、小児心カテ・IVRは今後ますます重要度を増していくとおもわれる。…というところであろうか。

限られた時間の中で小児循環器領域の全てを明らかにするのはできない。そのような中で、発表していただいた3施設の諸氏は短い発表時間に対し、美事にまとめて、良い内容であった。さらに

今後の健闘・活躍を期待します。また「小児心臓カテーテル」というテーマで、質疑応答が多少心配されたが、会場からも質問が交わされ、盛り上げていただいた。大変に感謝します。小さな子供のその大きな手術の傷跡を見るたび、やはり胸が痛い。少しでもその傷跡が小さく目立たなくなり、負担の少ない治療ができるなら…と強く念願する。

座長としての力不足ゆえ、みなさまには不行き届きの点が多々あったことをお詫びしたい。またこのような機会を与えていただき、感謝している。

特集 — 心臓における最新技術と臨床応用 —

フラットパネルディテクタ搭載心血管インターベンションシステム

AXIOM Artis dFC の紹介

シーメンス旭メディテック株式会社 木原 徹也

はじめに

2001年11月に、国内発表しましたシーメンスのアンギオシステム、「AXIOM Artis」シリーズ。このラインナップに新しく加わったのが、フラットパネルディテクタ（以下 FD）搭載シングルプレーン心血管インターベンションシステム「AXIOM Artis dFC」です。今回はこの FD 搭載アンギオシステム AXIOM Artis dFC について、FD のメリット・デメリットにも触れながら紹介いたします。

AXIOM Artis シリーズの特長

AXIOM Artis dFC をはじめとする AXIOM Artis シリーズは、以下の 4 つの共通コンセプトに基づいて作られています。

・ Image Quality

フィルム画質ではなく、インターベンションで重要となるモニタ画質向上を中心に設計しました。1024x1024 マトリクス、12/14 ビット収集とリアルタイムデジタル濃度補正処理「DDO」の組み合わせにより、「見たい物が見える」を実現しています。

・ Ease of Use

新開発のデジタル処理装置は、検査室と操作室で同等の操作が行え、迅速な操作を実現しています。また、Cアームは 25°/s の高速回転や患者を乗せ替えずに全身検査可能なアーム回転機構等、スピーディかつスムーズな検査を可能にする様々な機能が搭載されています。

・ CARE

「C.A.R.E.」はシーメンスの被曝低減機構の総称です。シーメンスは以前から被曝低減に積極的に取り組んでおり、様々な工夫によって、高画質を維持したまま無駄な被曝を極限まで低減するこ

とができます。

・ Connectivity

DICOM3.0 にフル対応し、院内のネットワークに柔軟に接続することが可能です。余計な手間をかけることなく検査の流れをスムーズにします。

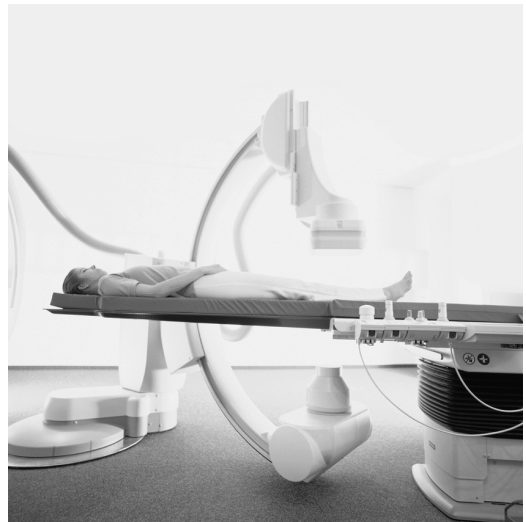


図1 AXIOM Artis dFC

AXIOM Artis dFC の特長

AXIOM Artis シリーズは将来を見据え、FD 搭載を初めから考慮して設計されたシステムです。したがって AXIOM Artis dFC は、I.I./TV 系を FD に替えた他は全て前述の 4 つの特長を踏襲しています。FD は Siemens、Thomson、Philips が出資・設立した Trixell 社製「Pixium 4800」を使用し、高解像度、高効率変換を実現しています。

FD のメリット

- FD の技術的なメリットを改めて並べると、
- ・経年劣化を起こす真空管を使用していない。
- ・コントラスト低下を招く光学的結合部がない。
- ・X線を画像に変換する中間ステップが少ない。

- ・ダイナミックレンジが広い。
- ・歪みがない。

等が挙げられます。

一般撮影系の FD システムでは、CR を含む、フィルムスクリーン系と比較して、撮影プログラムの自動設定化やカセット交換不要等、新しい効率的なクリニカルワークフローへと改善出来るため、FD 装置導入による臨床上のメリットが十分に期待できます。

しかし、シーメンス AXIOM Artis シリーズの I.I./TV 系システムは、前述の様に従来の装置に比べ、既に新世代の操作性および画質を提供しているため、FD 搭載システムの臨床的なメリットの向上は一般撮影の場合より目立ったものではありません（当社比）。

FD のデメリット

逆に、今日現在技術的に解決出来ていない点として以下の様なものがあります。

- ・パイプレン（特に高い収集レート）不可

パイプレン同時収集は、実際には正面と側面で交互に収集し、取り込まない方の I.I./TV にはブランキングすることで、互いの X 線が干渉しないようにしています。しかし、現在の技術では FD に高速サイクルでブランキングすることが出来ないため、例えば小児検査時の様な、パイプレン高速収集が出来ません。

- ・DSA 不可

信号読み取り後もディテクタに残されたデータが、残像として浮かび上がる「ゴーストイメージ」の克服が、DSA のための課題です。特に DSA 撮影直後に透視に切り替えた場合に起こりやすく、インターベンションに不向きです。

もちろん、現在これらを解決すべく開発を続けており、将来は必ず実現されるものではありませんが、今日現在のシステムでは、現行 AXIOM Artis シリーズを超えるものは完成していません。

新しい検査への応用

最後に、現在研究が進められている新検査システム「マグネティックナビゲーションシステム」を簡単に紹介します。

マグネティックナビゲーションシステムとは、コンピュータコントロールにより磁場をコントロ

ールし、血管／心臓内においてカテーテルを操縦することを目的とした新しいシステムです。

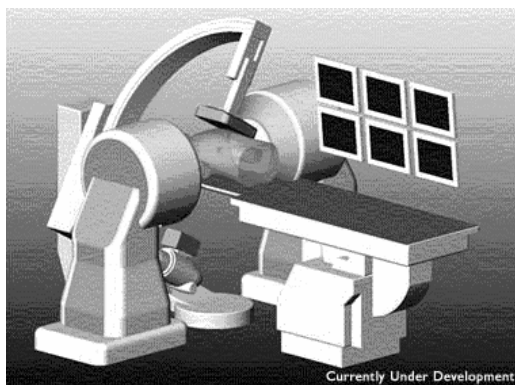


図2 マグネティックナビゲーションシステム

通常、電気生理検査においては、患者テーブルサイドで術者がカテーテル操作を行います。マグネティックナビゲーションシステムでは、リモートコントロールによる遠隔での検査を目指しており、遠隔位置からのカテーテル操作が可能になります。

マグネティックナビゲーションシステムは、コンピュータ制御されるマグネットと血管撮影システムの組み合わせで構成されます。この血管撮影システムに磁場の影響を受けない FD 搭載システムを組み合わせます。

遠隔でのカテーテル操作により術者は被曝せずに検査を進行できます。特に長時間透視を行う必要がある電気生理検査に有効と考えられます。

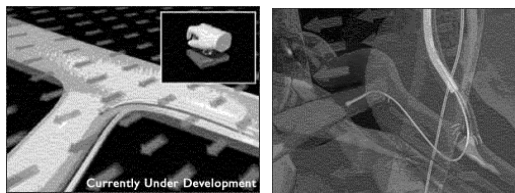


図3 磁場による遠隔カテーテル操作

おわりに

今回は、シーメンスの AXIOM Artis dFC を中心に、FD システムの特性や応用について紹介いたしました。



図1 AXIOM Artis dFC

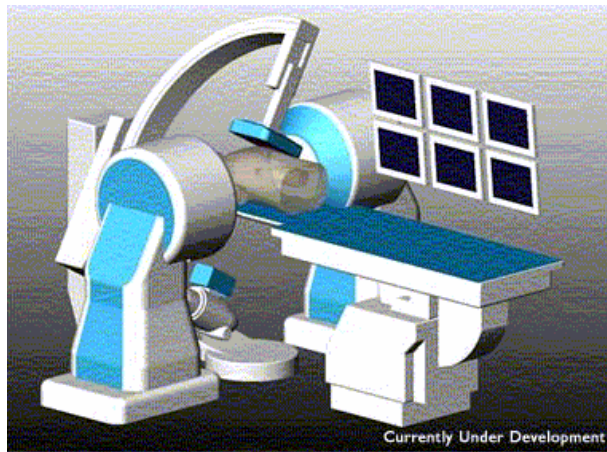


図2 マグネティックナビゲーションシステム

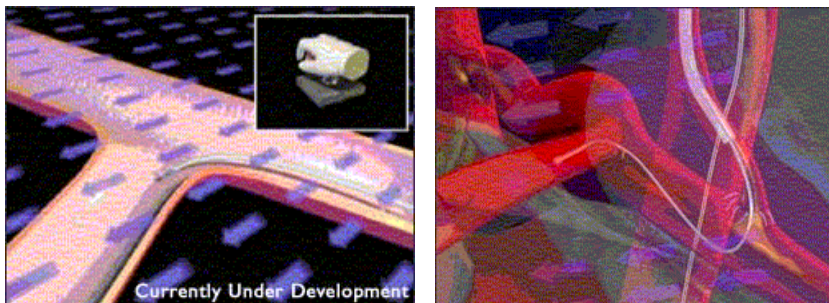


図3 磁場による遠隔カテーテル操作

特集 — 心臓における最新技術と臨床応用 —

Multi-slice CT における心電同期撮影技術について

— 撮影手法と原理概説 —

東芝メディカル(株) 技術本部 営業技術部 CT 技術担当 谷口 彰

1. はじめに

近年、X線 CT の技術革新はめざましく、特に「スキャン時間の高速化」、「新しいデータ収集システムの開発」の2つが挙げられる。例えば、スキャン時間においては1985年連続回転型X線CTの開発により、それまで数秒だったスキャン時間を1秒まで短縮し飛躍的に高速化が図られた¹⁾。一方、データ収集システムにおいても1989年ヘリカルスキャン技術の開発により、体軸方向に連続的な volume データ収集が可能となった²⁾。さらに1999年これらの両技術を発展させ0.5秒スキャンとマルチスライス検出器を組み合わせたマルチスライスヘリカルCTの開発によって³⁾、人体を高速、広範囲かつ高分解能に3次元 Isotropic voxel で撮影することが可能となり、検査内容、適用範囲の拡大、特に心臓領域への臨床応用が期待されている。本稿ではマルチスライスCT基礎から心・大血管領域における心電同期撮影技術について撮影手法、画像再構成原理等を概説する。

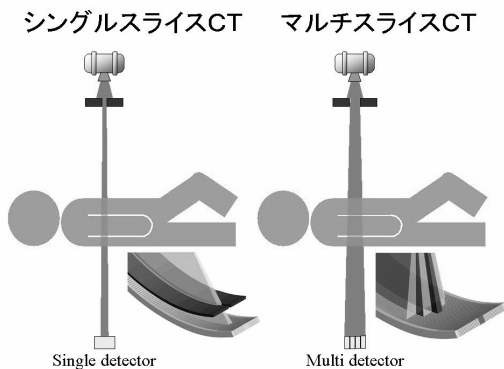
2 マルチスライスCTとは

2-1 マルチスライス検出器とデータ収集装置

本稿ではマルチスライスCTについて詳細説明は割愛するが、システム上もっとも特長的な検出器構造、データ収集システムについて従来CTとの相違点を記述する。

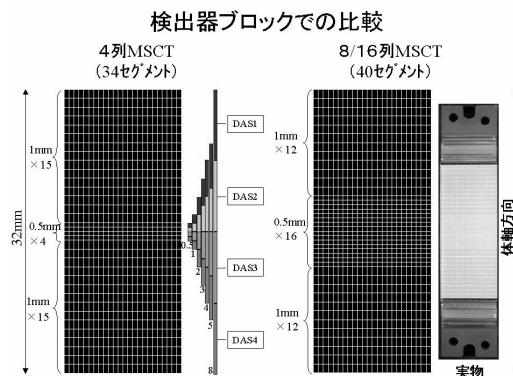
シングルスライスCTでは、スリットによって線束を設定スライス厚に制御されたX線が被写体を透過し単純構造の検出器に入る。一方、マルチスライスCTでは同様に被写体を透過したX線を2次元的に配列された検出器で受け止める (Fig. 1)。

通常、マルチスライス用検出器は体軸方向に多分割されており、東芝社製CTスキャナー Aquilion™ の4列スライス用では34分割、体周方向896chで合計3万個以上の検出素子が2次元マトリクス状に配列されている。体軸方向の34



シングルスライスCTでは体周方向に1000チャンネル程度分割されているのに対し、マルチスライスCTでは体周、体軸両方向に分割されておりマトリクス構造となっている。

Fig. 1 シングル/マルチスライスCT



4列、8/16列ともにマトリクス構造を呈しており中心部の分割数が違う。DASはそれぞれ4-DAS、8-DAS、16-DASを搭載しており検出器出力の束ね方でスライス厚をコントロールしている。

Fig. 2 マルチスライスCT検出器構造とDAS

素子は、中央4素子が0.5mmスライス相当、外側各15素子が1mmスライス相当の幅を持つ。また、最近8、16列同時収集可能なマルチスライスCTも登場し、このシステムでは体軸方向に40素子、中央16素子が0.5mmスライス相当、外側各

12 素子が 1mm スライス相当の幅を持つ。この体軸方向の多素子と 4、8、16 スライス分のデータ収集装置 (DAS : Data Acquisition System) との間にスイッチ回路を設け、体軸方向に束ねる検出素子数を変えることによりスライス厚を制御している (Fig. 2)。

2-2 ヘリカルスキャン概要

ヘリカルスキャンとは“X線管が患者さんの周囲をラセン軌道で連続回転運動しながら短時間かつ連続的に投影データを収集するスキャン方式”で、従来の CT 概念からは大きく逸脱した画期的な撮影手法である。このヘリカルスキャンを多列検出器が搭載されたマルチスライス CT で行うと複雑なデータ収集軌跡をたどり、人体を無数の X 線パスが透過することとなる。これらのラセン軌道を平面展開図で表すと Fig. 3,4 のようになる。

マルチスライス CT ではシングルスライス CT よりも高速撮影が可能で、呼吸停止時間など患者さんの負担が軽減される。また、Fig. 4 に示すように生データ上で多数の投影データが存在することで画質向上にも寄与している。さらに、この収集データに心電図情報を付加することで心拍位相に同期した撮影、画像再構成が実現でき、心臓領域への臨床応用が可能となる。これについて次節で詳しく紹介する。

3. 心電同期撮影

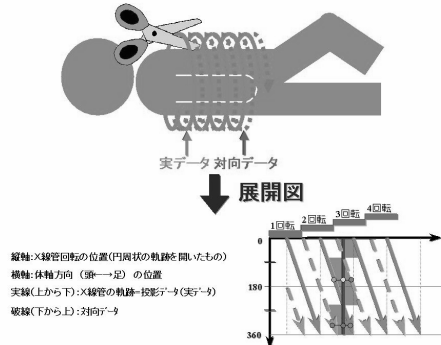
心電同期撮影には心電同期スキャンシステム (以下同期スキャン) と心電同期再構成システム (以下同期再構成) の 2 種が存在する。同期スキャンではシングルスキャンモードを用いて心電波形信号 (トリガ信号、R 波信号) に同期し、あらかじめ設定した任意心拍位相に限定して撮影する。

同期再構成ではヘリカルスキャンやダイナミックスキャン中に同時に心電波形信号 (ECG 信号) を取り込み retrospective に画像再構成を施行する。したがって、連続した生データから任意心拍位相での画像再構成が行える。

3-1 心電同期スキャンシステム (Prospective ECG-gated scanning) について

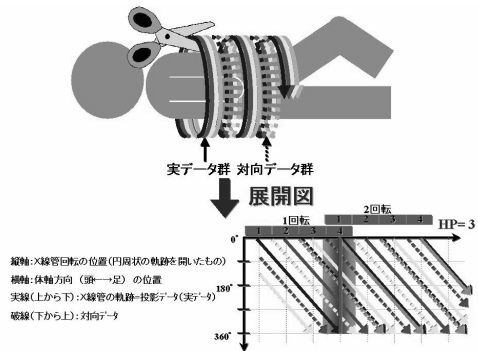
同期スキャンではスキャン前に ECG 信号の任意心拍位相を設定すると、装置が指定位相に合わせてシングルスキャンモード (S & S) で撮影を開始する。心拍位相は心電図上、ある R 波の位置

を 0% とし、次の R 波の位置を 100% として 100 等分表記され、任意の値を設定可能である。(Fig. 5)



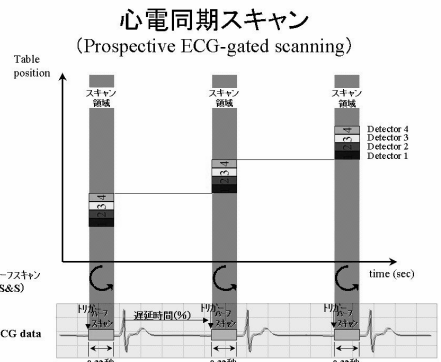
ラセン軌道を展開図にすると収集軌跡が明確となり、実データと 180 度対向データがそれぞれ視覚化できる。シングルヘリカルスキャンでは再構成画像に寄与する投影データはヘリカルピッチによらず一定となる。

Fig. 3 シングルヘリカルスキャンのデータ収集軌跡と展開図



4 列マルチスライス CT では画像再構成に寄与するデータがヘリカルピッチによって変化し、この投影データ量の増加が画像ノイズ軽減となる。

Fig. 4 マルチスライスヘリカルスキャン (4-row) のデータ収集軌跡と展開図

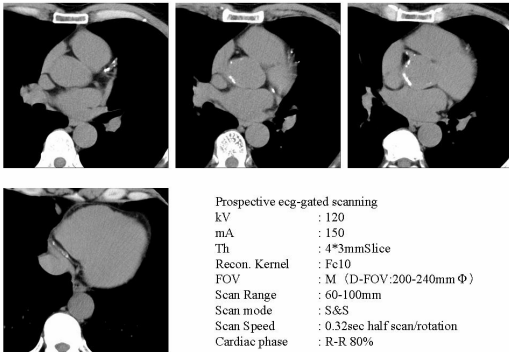


シングルスキャンモードを用いて心電波形信号に同期し、あらかじめ設定した任意心拍位相に限定して撮影する。

Fig. 5 心電同期スキャン

本機能は冠動脈石灰化評価や肺野など、心拍動による影響を最小限に抑えることができモーションアーチファクトの少ない画像を取得することができる (Fig. 6)。また、ハーフスキャンによる被曝軽減も期待される。

通常、心拍位相は収縮期、拡張期に分けられるが、同期スキャンでは収縮末期、拡張中期にて心拍動の影響の少ない画像を得ることが可能である。



冠動脈石灰化評価 (Cardiac Scoring) は3mmSliceを用いて拡張中期を撮影し、冠動脈石灰化指数を算出する。本症例では左前下行枝、回旋枝、右冠動脈の3枝すべてに石灰化が認められる。

Fig. 6 冠動脈石灰化画像

3-2 心電同期再構成システムについて

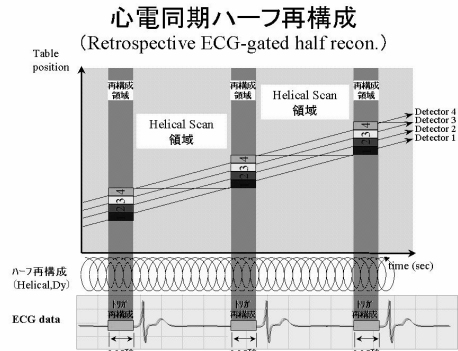
同期再構成では心電波形信号をヘリカルスキャン、ダイナミックスキャンと同時に生データに取り込む。これにより撮影後、生データ再構成処理時に心電波形データが CT コンソール上に表示され、任意の心拍位相で画像再構成が可能となる。前述の同期スキャンではスキャン前に設定した心拍位相のみでの撮影となるが、同期再構成ではヘリカルスキャンの連続データから任意の R 波信号遅延%位相やミリ秒単位位相で体軸方向に連続した画像取得が可能である。したがって、全心拍位相の心臓をボリュームデータとして撮影でき、各心拍位相ごとの画像化、2D、3Dでの動態観察も実現する。

現在、主に用いられているヘリカルスキャン時の同期再構成には次の 2 種の再構成方法があり、心拍数や時間分解能等を加味しそれぞれに特長を述べる。

(参考) 時間分解能: 1 画像を構成する生データに含まれる時間成分の長さを言う。

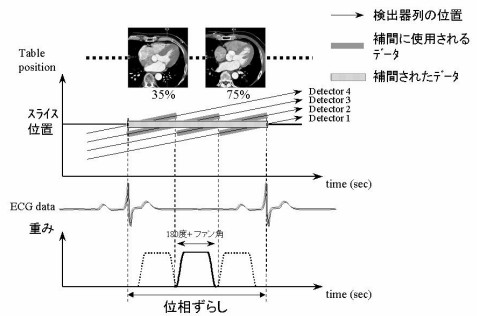
1) 心電同期ハーフ再構成 (Retrospective ECG-gated half recon.)

心電同期ハーフ再構成法(以下ハーフ再構成法)では連続したヘリカルスキャンデータから任意心拍位相におけるハーフデータ分を切出し画像再構成する。この時、Aquilion™ 0.5s/rot スキャンシステムでは撮影領域中心で時間分解能は 0.25s となり、体軸方向に連続した同一心拍位相の画像が得られる (Fig. 7)。



ヘリカルスキャンやダイナミックスキャン中に同時に心電波形信号を取り込み retrospective に画像再構成を施行する。連続した生データから任意心拍位相での画像再構成が可能で、心拍同時記録ヘリカルスキャン、ダイナミックスキャンとも言う。

Fig. 7 心電同期ハーフ再構成



同期再構成に必要なデータ長は 180 度+ファン角で、ハーフ再構成法では 250ms となる。これを temporal window と呼び、1 心拍の中でこの temporal window を時間軸方向に移動させることで、同一寝台位置にて収縮期、拡張期の画像再構成ができる。

Fig. 8 心拍位相ずらし再構成

ハーフ再構成法では心拍数に依存することなく一定の時間分解能となり、モーションアーチファクトの点から 0.5s/rot スキャンシステムでは心拍数 60~70bpm 以下の患者さんに本手法が用いられる。Fig. 8 に示すように任意心拍位相で画像再

構成できるのは、1心拍内で時間軸方向に連続的な回転データが存在し、この時間軸内で心拍位相を移動させながらハーフ再構成が行えるからである。本手法を用いると同一断面上で収縮期から拡張期まで画像観察可能となる⁴⁾。

同期再構成では一般的に用いられているヘリカルピッチよりも小さい値を設定する必要がある。これは隣り合う心拍で連続した画像再構成を行うためであり、仮にヘリカルピッチが大きい場合には1回転後に隣り合うスライス位置で画像再構成できなくなり、連続画像に“ぬけ”が生じる場合がある (Fig. 9)。

次にスキャン時間と心拍数、ヘリカルピッチの関係を提示する。

$$Nrow / HP \geq 60 / HR / Trot + Nhalf / 360$$

$$\Rightarrow HP \leq Nrow / (60 / HR / Trot + Nhalf / 360)$$

Nrow: ヘリカル補間で生成される列数

HP: helical pitch (table move(mm/rot) / 1-detector row(mm))

HR: heart rate (bpm)

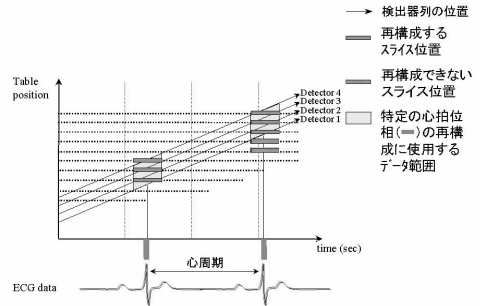
Trot: 架台回転時間 (s/rot)

Nhalf: ハーフ再構成に必要な角度 229 (度)

ここで左辺 (Nrow/HP) は、ヘリカル補間で生成される生データの回転数を表す。右辺は1心拍+ハーフ角度分の時間を架台回転数に直したものの。HR=60の時には、1心拍+ハーフ角度は2.64回転になる (60/60/0.5+(180+49)/360=2.64)。この不等号はヘリカル補間で生成される生データの回転数が1心拍+ハーフ角度よりも大きくなければならないことを示している。例えば、4列MSCTではヘリカル補間にて(4/HP)回転分の生データ長を作成するので上記計算式からはHP=1.5になる。実際にはスキャン中の心拍変動を想定し、**Table 1**から0.1~0.2小さいヘリカルピッチを推奨している。

また、低ヘリカルピッチの使用は被ばく線量の増加という問題点を抱えていることを忘れてはならない。参考に心臓領域における代表的な撮影条件からCTDI_w、DLPを比較する (**Table 2**)。

マルチスライスCTを用いた心臓領域の検査はまだ始動したばかりで、被ばく線量と患者さんへの有効性については十分検討されるべきである。



データ収集列を示す4本の線分の傾きがヘリカルピッチを表しているが、これが大きくなると各心拍ごとに隣り合うスライス位置で画像再構成できなくなる。また、心拍数が低下するとR-R間隔は大きくなり同様の現象が発生する。

Fig. 9 連続したスライス位置での画像再構成

Table 1 ハーフ再構成法における標準ヘリカルピッチ

HR(bpm)	MSCT(4rows)	MSCT(8rows)
40	1.1	2.2
45	1.2	2.4
50	1.3	2.6
55	1.4	2.8
60	1.5	3.0
65	1.6	3.2
70	1.7	3.4
75	1.8	3.6
80	1.9	3.8

System software V2.0(AquilionMULTI-4) V1.1 (AquilionMULTI-8)

スキャン中に心拍変動の大きい患者さんを想定し、以上数値から0.1~0.2程度小さいヘリカルピッチを推奨する。

Table 2 心電同期撮影における代表的撮影条件での被ばく線量

Scan parameter	CTDI _w (mGy)	DLP(mGy·cm)
Control: 2mmSlice/HP3.0/100mmRange	18.8	236.3
ex.1: 2mmSlice/HP1.0/100mmRange	56.3	607.6
ex.2: 2mmSlice/HP1.5/100mmRange	37.5	427.6
ex.3: 1mmSlice/HP1.0/100mmRange	73.7	766.7
ex.4: 1mmSlice/HP1.5/100mmRange	49.1	523.4

System software V2.0(AquilionMULTI-4)

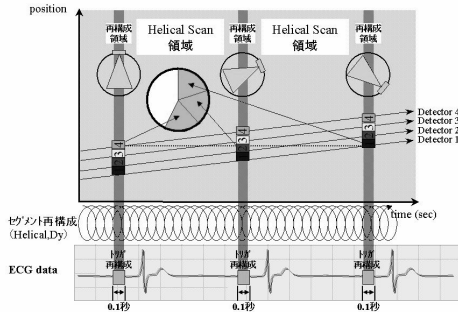
120kV / 250mA / 0.5s/rot / FOV:320mm / 4rowsは一定とし、撮影Slice厚、ヘリカルピッチを変動させた場合にコントロールに比べ最大約3-4倍程度の被ばく線量となっている。
CTDI_w: weighted CTDI₁₀₀=1/3 × CTDI_{100 中心}+2/3 × CTDI_{100 周辺(最大値)} 単位 mGy
(CTDI₁₀₀: Computed Tomography Dose Index 100)

DLP: Dose Length Product = CTDI_w × L (ヘリカルスキャン範囲) 単位mGy · cm

2) 心電同期セグメント再構成 (Retrospective ECG-gated segment recon.)

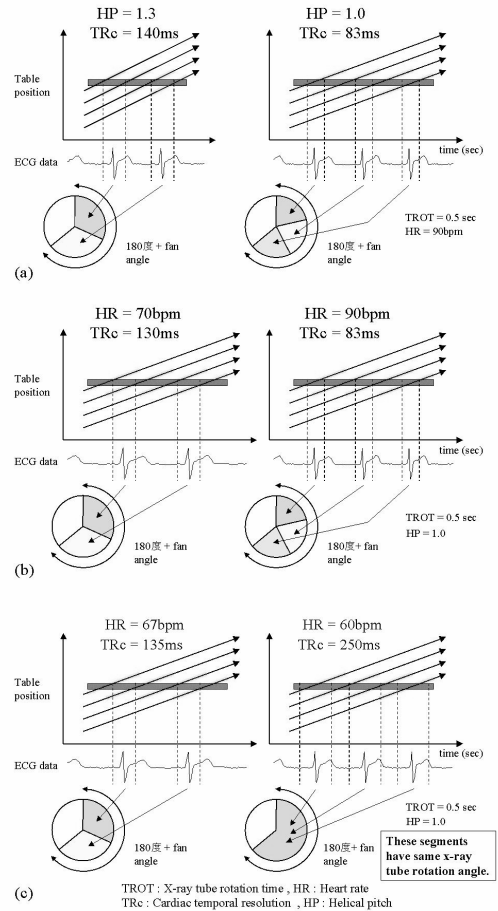
心電同期セグメント再構成法 (以下セグメント再構成法) では、心臓が周期的な動きであることを利用して、任意寝台位置にて複数心拍から同一心拍位相の“ハーフデータよりも短い部分 (セグメント) データ”を切出し、足し合わせてハーフデータを構築する。このとき、各セグメントデータは被写体に対し、投影角度がずれたデータで収集されている必要がある。このハーフデータから再構成された画像は、心拍位相の観点から見ると非常に短いデータ (セグメントデータ) の集まりで、ハーフ再構成法よりも心臓の動きに対する時間分解能が飛躍的に向上し、高心拍患者さんにおいてモーションアーチファクトを軽減するのに有効と考えられる (Fig. 10)。本手法は当初ダイナミックスキャンにおいて時間分解能向上を目的に開発され、それがマルチスライス CT に応用された技術である。特記すべきはアルゴリズムが難解であると同時に、セグメント再構成法では時間分解能が心拍数によって変動する特性がある。これはスキャン速度 (回転時間) と心拍周期との同期性の問題で、同一心拍位相にて全く同じ回転角度の投影データを常に収集してしまうことで、複数心拍から部分データを持ち寄ってもハーフデータ分を構築できず、ハーフ再構成法と同等の時間分解能になってしまうケースがそれである。そのため、患者さんの心拍数を見て回転速度と同期しないことを確認し、かつ低ヘリカルピッチで同じ寝台位置を複数回撮影することで異なる回転角度の投影データを収集している。

心電同期セグメント再構成 (Retrospective ECG-gated segment recon.)



心拍位相から見たトータルのセグメントデータ長が時間分解能となるが、セグメント再構成法では最大数取得できる複数心拍から、できるだけ小さい temporal window を集めて画像再構成に用いる。

Fig. 10 心電同期セグメント再構成



- (a)ヘリカルピッチ1.3と1.0では任意スライス位置を単位時間に通過するデータ長に相違があり、低速である1.0の方がデータ長は長く、複数のセグメントデータを取得可能である。ヘリカルピッチ1.0では3セグメント、時間分解能83msであるのに対し、1.3では2セグメント、時間分解能140msとなる。
- (b)同一ヘリカルピッチにおける心拍数の違いによる時間分解能評価では、双方のデータ長は同じでも、心拍数90bpmの方が70bpmよりも複数のセグメントデータを取得可能であり時間分解能が向上する。
- (c)同一ヘリカルピッチにおける近い心拍数での時間分解能評価では、心拍数67bpmでは135msなのに対し、心拍数60bpmでは250msとなる。これはいわゆる“resonance case”であり、スキャン時間0.5s/rotと心拍数60bpmのR-R間隔1sが2回転ごとに同期してしまい、違う角度の投影データを取得することができず、結果的に時間分解能がハーフ再構成相当になってしまう。

Fig. 11 ヘリカルピッチ、心拍数の違いによる時間分解能

次に各ヘリカルピッチ、心拍数におけるセグメント再構成事例を示す (Fig. 11) 5)。

このようにセグメント再構成法は各種パラメータに依存することから撮影条件、特性を理解し使用していただきたい。特にヘリカルピッチをハ-

フ再構成法と同等程度に設定してしまうと、時間分解能向上が図られずモーションアーチファクトを軽減できない。したがって、4列マルチスライス CT ではヘリカルピッチを 1.0 前後に、8列マルチスライス CT では 2.0 前後に設定することを推奨する。

3-3 時間分解能

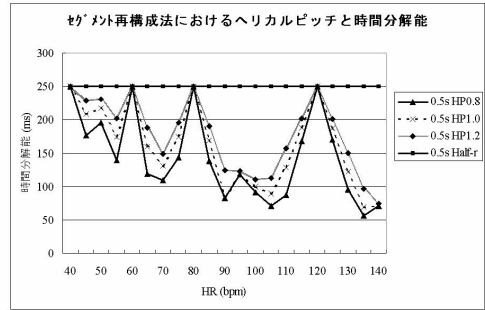
前述のようにセグメント再構成法における時間分解能を左右する因子は心拍数 (bpm)、スキャン時間 (s/rot)、ヘリカルピッチである。これらの違いによる想定時間分解能を Fig. 12 に示す。

時間分解能評価の基礎実験データ (Fig. 13) では、心電同期ファントムを各心拍周期で正弦波運動させハーフ、セグメント再構成画像から静止画像をサブトラクションし、アーチファクト成分を抽出した。また、ヘリカルピッチの変動によるアーチファクト量も評価した。結果、低心拍ではハーフ、セグメント再構成法ともにそれほどアーチファクト量に変化がないが、高心拍になるにつれてとくにハーフ再構成法で増加した。また、セグメント再構成法では高ヘリカルピッチでも同様に増加した⁶⁾。この結果から心臓検査において心拍動の影響を最小限にするには心周期 R-R 間隔に対する画像の時間分解能の占める割合が重要と考察される。したがって、低心拍患者さんであれば、ハーフ再構成法でもほぼ静止状態の画像を得ることができるが、高心拍患者さんの場合には、より高時間分解能のセグメント再構成法が必要と考えられる。

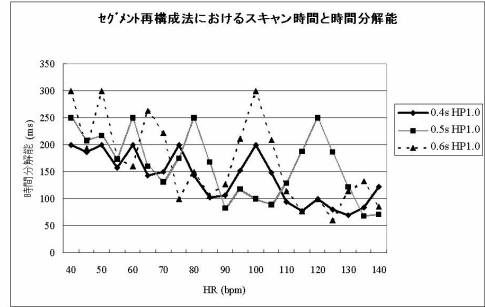
3-4 心電同期撮影時の画像再構成

心臓撮影における重要な要素として再構成心拍位相の決定が挙げられる。これは心臓が単純な動きではなく収縮期、拡張期などで動きの速さに違いがあり、適切な位相を選択することでモーションアーチファクトの影響が少ない画像を取得可能となる (Fig. 14)。

スキャン中に不整脈などが発生し、部分的に正確な心電波形信号が取得できていない場合には R-R 間隔許容範囲設定機能を用いて異常がある部分を再構成データから除外することも可能である。例えば、生データ上で R-R 平均が 1.0s であるにも関わらず、R-R 最小値が 0.3s であるとする、その心拍から再構成された画像は、モーションアーチファクトを多く含み Z 軸方向の連続性を損な



System software V2.0 (AquilionMULTI-4)
(a)



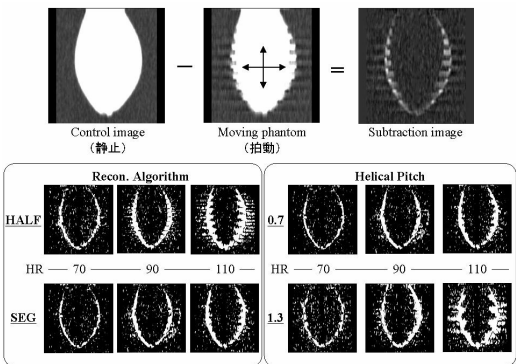
(b) セグメント再構成法におけるヘリカルピッチと時間分解能

ヘリカルピッチの増加に伴い、時間分解能の低下が認められる。また、スキャン時間 0.5s/rot では一回転時間 0.5s の 1 倍、1.5 倍、2 倍の R-R 間隔である心拍数 120, 80, 60 bpm で同期性による時間分解能低下を示している。

(b) セグメント再構成法におけるスキャン時間と時間分解能

スキャン時間 0.40s/rot で心拍数 95-105 bpm の範囲を除いて良好な時間分解能が得られており、安定した高時間分解能画像を得るのに有効と考えられる。

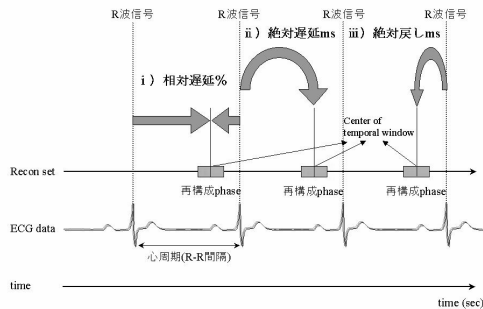
Fig. 12 セグメント再構成法における各種条件での時間分解能



各パラメータ差異によるモーションアーチファクトを抽出する基礎実験データ。

Fig. 13 心電同期ファントムによる時間分解能基礎評価

うことが考えられる。このような場合には R-R 間隔許容範囲を 0.4s~2.0s に設定し、不連続性心拍を除外することができる。



- i) 相対遅延% : 各 R-R 間隔を 100 当分に分割し、それぞれの R-R 間隔で相対的な指定%位相を中心に再構成する。
- ii) 絶対遅延 ms : R 波からの絶対送り ms 位相を中心に再構成する。
- iii) 絶対戻し ms : R 波からの絶対戻り ms 位相を中心に再構成する。

Fig. 14 再構成位相の指定方法

4. 最新動向および臨床画像

マルチスライス CT による心臓、冠動脈検査の有用性は未知な部分が多いが、本来 X 線 CT のもっとも優れた性能は、ひずみの無い座標系と 3 次元的に優れた空間分解能であり、これを生かした検査を行うことで他のモダリティでは得られない情報を入手可能と考える。一つには冠動脈を対象としたスクリーニング検査や精密検査が挙げられるであろう。現在、国内外で当社世界最薄 0.5mmSlice を搭載したマルチスライス CT Aquilion™ を用いて、冠動脈石灰化および狭窄病変の描出、PCI 後のフォローアップ、CABG 後の Bypass graft 評価が行われている。さらには最近注目されている Soft plaque の描出にも優れ、臨床サイドからの期待が高まっている。また、同時に 0.40s/rot スキャン時間の開発による高時間分解能化によって、高心拍患者さんにも適用可能なシステムも近々提供可能となる (Fig. 15) 7)。

以下、臨床例を提示する (Fig. 16-20)。

5. おわりに

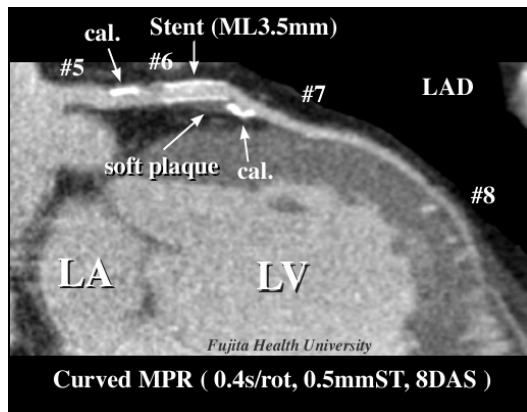
以上、原理から撮影技術、最新動向まで幅広く紹介してきたが、マルチスライス CT を用いた心臓、冠動脈領域への臨床応用はまだ緒についたばかりであり、今後も臨床サイドからの助言をなくして発展はあり得ない。4 列システムの開発から、わずか 3、4 年で 8、16 列にまで進化し、それほ

ど遠くない将来に完全な 2 次元検出器システムが開発されるのは必至である。最後に当社としてもさらなる技術開発に努めていく所存である。

また、本稿のような技術概説が臨床使用の一助となれば幸いである。

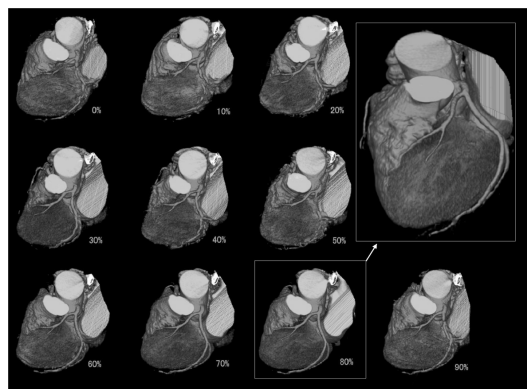
謝 辞

臨床データをご提供頂きました藤田保健衛生大学病院様、岩手医科大学循環器医療センター様、順天堂大学医学部附属順天堂医院様、済生会京都府病院様に深謝致します。



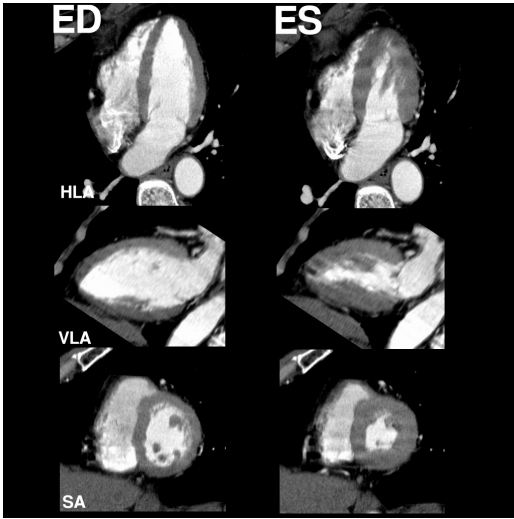
左前下行枝の CPR 画像。近位部に石灰化を認め、#6 に留置ステント、下方には Soft plaque、石灰化も描出されている。

Fig. 15 0.40s/rot スキャン時間、8 列 0.5mmSlice を用いた冠動脈 Soft plaque 画像



R-R 間隔 10% 毎に画像再構成し 3D 画像を作成。30%、80%前後で静止した冠動脈像が得られている。

Fig. 16 同一生データからの各心拍位相の冠動脈 3D 画像



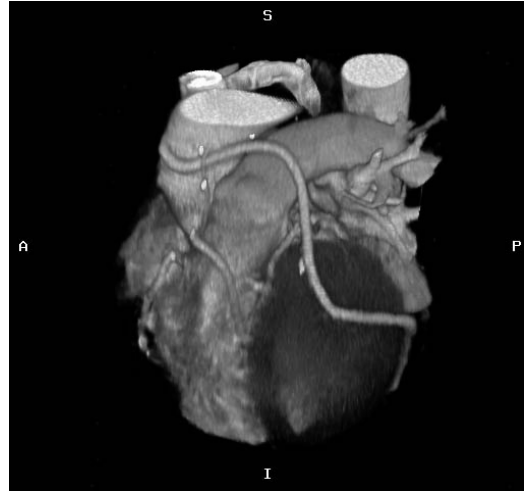
一度の撮影で End systole、End diastole のボリュームデータを取得でき、心軸に沿った MPR 画像も描出可能。

Fig. 17 同一生データからの収縮末期、拡張末期 Cardiac MPR 画像



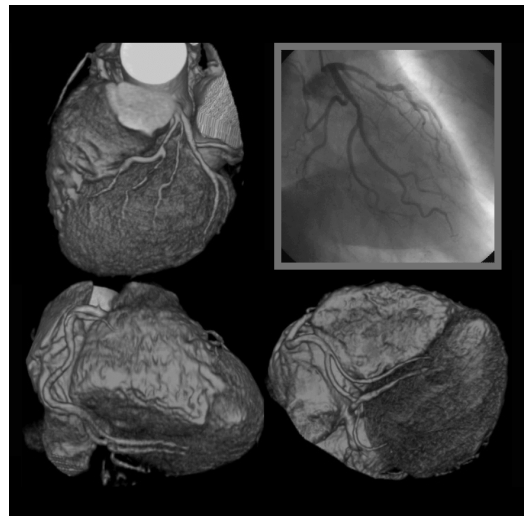
世界最薄 0.5mmSlice 撮影では冠動脈を末梢まで明瞭に描出可能。

Fig. 18 8列 0.5mmSlice を用いた冠動脈 3D画像



バイパスグラフト術後の吻合部評価やフォローアップに有効。

Fig. 19 CABG 後 3D画像



右冠動脈、左前下行枝、回旋枝ともに描出能の高い3D画像。#6の狭窄はCAGと良い相関を示している。

Fig. 20 冠動脈狭窄(#6) 3D画像

参考文献

- 1) 木村和衛,片倉俊彦,鈴木憲二 他: 高速X線CTの臨床評価(第1報). 映像情報, 18(10), 303, 488-493, 1986
- 2) 片倉俊彦, 木村和衛, 鈴木憲二 他: CTの基礎的研究 第9報 —螺旋状スキャン(ヘリカルスキャン) —の試み. 断層映像会誌, 16, 247-250, 1989
- 3) 片田和廣: ハーフセコンド・ハーフミリメーター・リアルタイム・マルチスライス

CT-AquilionによりもたらされるCT診断の変化. Innervation, 14, 10-14, 1999

- 4) K.Taguchi and H.Anno : High temporal resolution for Multislice helical computed tomography. Medical Physics, 27(5), 861-872, 2000
- 5) Takamasa Ota and Katsuyuki Taguchi : A Navigation Tool to Assist Optimal Scan Protocol of Electrocardiogram (ECG)-gated Retrospective Reconstruction for Multislice Helical CT. Radiology, 221(p), 690, (RSNA 2001)
- 6) 小暮陽介, 堂領和彦, 谷口 彰 他 : マルチスライスCTの心電同期再構成法—高心拍患者に対するセグメント再構成の有用性—. 日放技学誌 第29回秋季大会プログラム, 57(9), 1075, 2001
- 7) 安野泰史 : 0.4s/rot MSCT(Aquilion)による心臓撮影法の開発. Medical Review, 84, 1-10, 2002

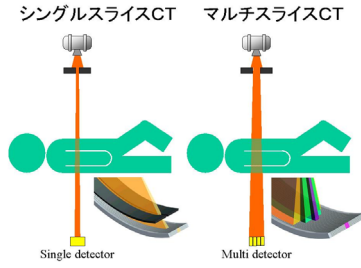


Fig. 1 シングル/マルチスライスCT

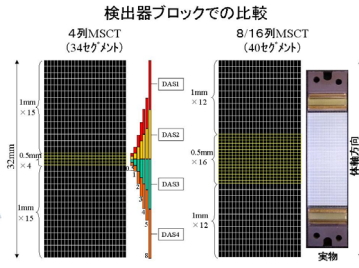


Fig. 2 マルチスライスCT 検出器構造とDAS

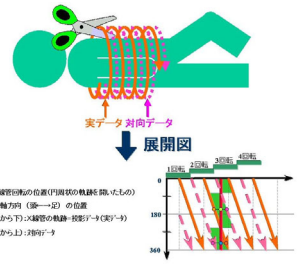


Fig. 3 シングルヘリカルスキャンのデータ収集軌跡と展開図

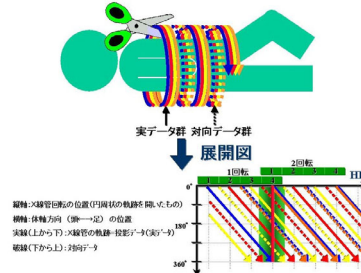


Fig. 4 マルチスライスヘリカルスキャン (4-row) のデータ収集軌跡と展開図

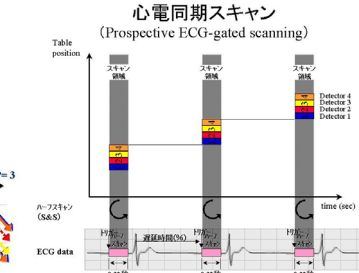


Fig. 5 心電同期スキャン

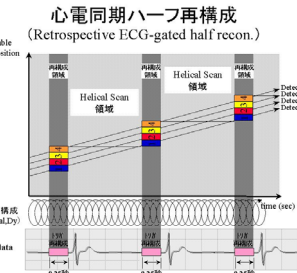


Fig. 7 心電同期ハーフ再構成

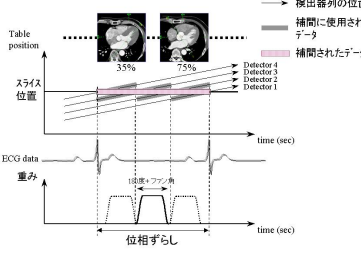


Fig. 8 心拍位相ずらし再構成での画像再構成

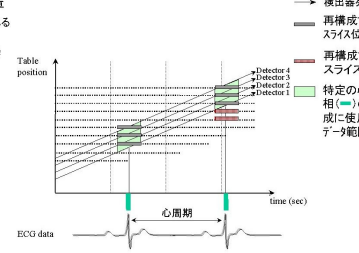


Fig. 9 連続したスライス位置

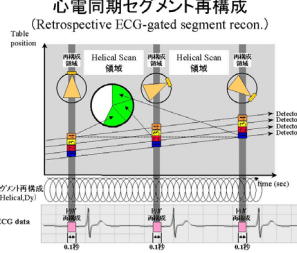


Fig. 10 心電同期セグメント再構成

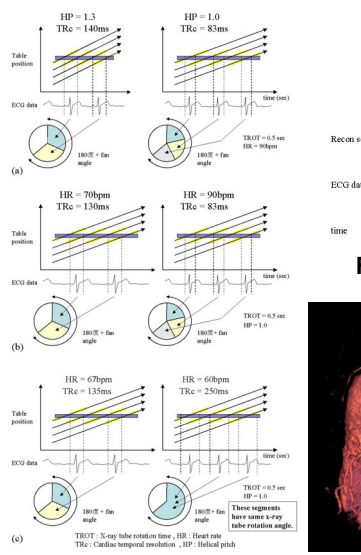


Fig. 11 ヘリカルピッチ、心拍数の違いによる時間分解能

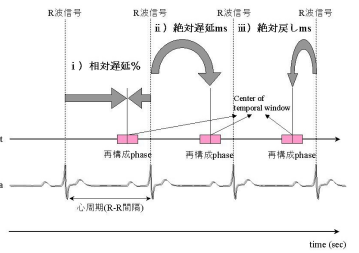


Fig. 14 再構成位相の指定方法

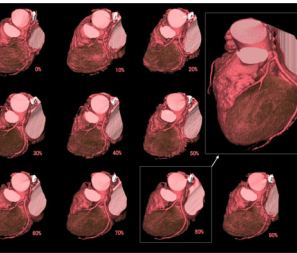


Fig. 16 同一生データからの各心拍位相の冠動脈3D画像



Fig. 18 8列0.5mmSliceを用いた冠動脈3D画像

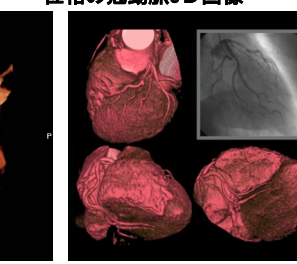


Fig. 20 冠動脈狭窄(#6) 3D画像



Fig. 19 CABG後3D画像

特集 — 心臓における最新技術と臨床応用 —

MRI Cardiac Imaging

フィリップスメディカルシステムズ株式会社 山中 かゆり

人体の任意の断面をX線を使用することなく描出可能なMRI、従来は暗く長い筒の中に長時間閉じ込められる検査であったが、最近是非常に開放感のある装置デザインとなり撮像時間も短縮され、形態的な情報取得はもちろん流速測定などの機能検査も可能となった。その適応領域は頭部から下肢に至る全身であり胸腹部などの動きのある部位の検査も全く問題なく行われている。ここではMRIの最新撮像技術の心臓領域における躍進を、従来からの問題点を払拭した技術、高速撮像法、最新の検査例などで紹介する。

1. 位置決めと動きの補整

心臓領域の撮像で主に課題となるのは、その患者毎に異なる複雑な構造にあわせて最適なスライス断面を選択する位置決めと、心拍及び呼吸の動きによるアーチファクトの除去である。位置決めに関しては、オペレータコンソールに3方向の画像、たとえばSagittal, Axial, Coronalの断面を表示させておき3方向で確認しながらオプリーク断面を決定していく方法、リアルタイムスキャンによって画像を見ながらインタラクティブにスライス位置を変更していく方法などでかなり簡単に行うことができるようになっている。

1-1 3 Points Planscan

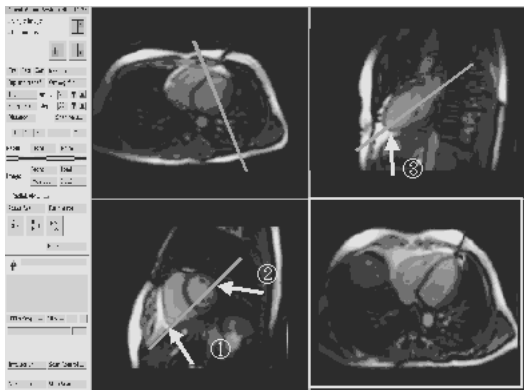


図1 3 Points Planscanによる位置決め

さらに正確でしかも簡単に短時間で位置決めを行える方法として、任意の3点を指示することによってその3点を通る断面が自動的に選択される「3 Points Planscan」法も使用できる。

図1に「3 Points Planscan」法による位置決め中のオペレータコンソールのディスプレイを示す。左下画像及び右上画像上で指定した3点を通る断面が自動的に設定されて撮像されたものが右下の画像である。面内でのFOV(関心領域)の移動等もインタラクティブに行うことができる。

心臓領域の位置決めもかなり直感的に行えるようになり、検査中に患者を待たせることなく迅速に目的部位の撮像をすすめることができるようになった。



図2 コロナリーアーテリーの撮像例

1-2 Vector Cardiogram(VCG)

心臓領域の撮像でもう一つ問題になるのは、心臓の拍動および呼吸による位置の動きの補整である。心臓の拍動に関しては従来からECG同期撮像が行われていた。ただしこの心電図はMRの強い磁場の中で計測されるため、大動脈の血流等の

影響でR波が必ずしも検出されず電極貼り付けのやり直しも多かった。これを解決したのが Vector Cardiogram(VCG)である。VCG は4個の電極を有し、2方向(図3の①と②、③と②の電極間)の電位差を測定できることからR波とT波を二次元的に区別してR波によるトリガリングを確実なものとしている。

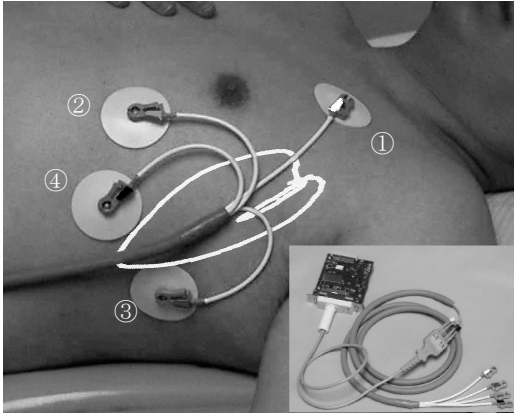


図3 VCG 装着例

この Vector ECG により ECG の信頼性は図4に示すように 100%近いものになった。VCG はMRI の心臓検査の準備段階での大幅な時間短縮と検査の信頼性の向上に大きく貢献している。

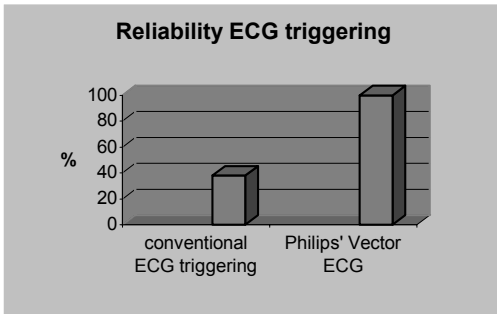


図4 ECG の信頼性

1-3 リアルタイムナビゲータ

心臓領域の撮像で問題となるもう一つの動きは呼吸による体動である。これを解決する最も簡単な方法は患者に息止めをしてもらうことであるが、その場合撮像時間は息止め可能な数十秒間に限られるため高画質を望むことは難しい。

患者に息止めの負荷をかけず、自由呼吸下での高分解能・高S/N撮像を可能にしたのがリアルタイムナビゲータシステムである。(図5)

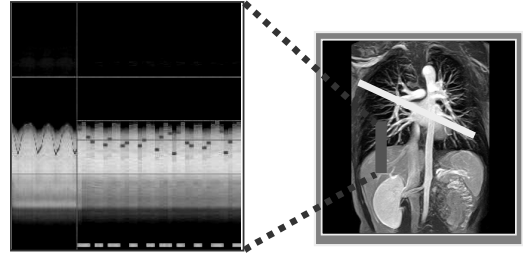


図5 リアルタイムナビゲータシステム

これは横隔膜にペンシルビームを当てて横隔膜の動きをリアルタイムに追跡し、撮像の補整を行うものである。リアルタイムナビゲータには2つの機能が含まれる。すなわち横隔膜の位置が規定の位置から設定した値以上動いた場合は取得したデータを使用しないというゲーティング機能と、その設定した範囲内での横隔膜の位置のずれに合わせて撮像するスライスの位置そのものも移動させてしまうトラッキング機能である。このシステムを使用することにより、患者は通常の呼吸をしたままで、あたかも静止しているような心臓領域の高分解能・高S/N画像を得ることができるのである。

図6は左が息止めによる撮像、右がリアルタイムナビゲータシステムを使用しての撮像例である。

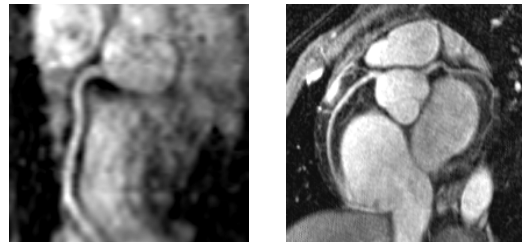


図6 コロナリーアーテリ

左 息止め
右 自由呼吸

2. 高速撮像法

心臓領域での位置決めの難しさや動きの問題を解決したMRIに、さらに最近非常に高速な撮像法が加わった。Balanced FFE法及びSENSE法である。

2-1 Balanced FFE法

Balanced FFEはグラディエント・エコー法で発生するFID、Spin Echo、Stimulated Echoのすべてを収集する最も効率の高い撮像方法である。

高速、高 S/N に加え、心電図同期や呼吸同期及び脂肪抑制が可能でフローコンペンセーション機能を持ち、体内の液体を高いコントラストで描出する。

図 7a は 18 秒間の息止めで 32 時相 / 1 心拍を撮像した動画の 1 コマ、図 7b は左が造影 MRA、右が Balanced FFE 法（非造影）である。

Balanced FFE 法は造影剤を使用せず、患者の動脈血の高信号と心筋の低信号の高いコントラストを得られる。

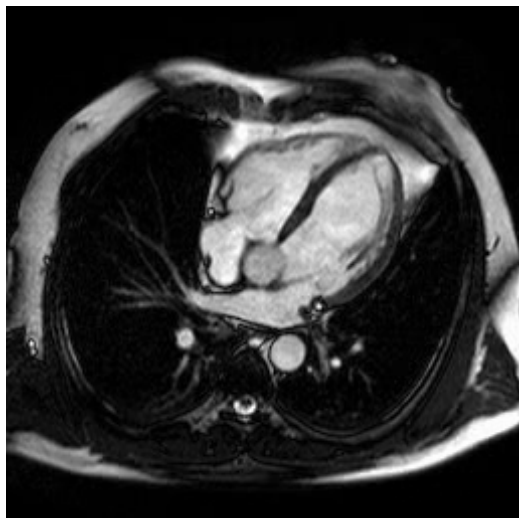


図 7 a Balanced FFE 法による撮像例



図 7 b 大動脈画像

左：造影 MRA 右：Balanced FFE 法

Courtesy : VA Seattle, USA

2-2 SENSE 法

画像のコントラストを変えることなく、またグラディエントシステムの強化の必要もなく撮像時間を半減できる方法が SENSE 法である。SENSE 法の簡単な原理を図 8 を使って説明する。

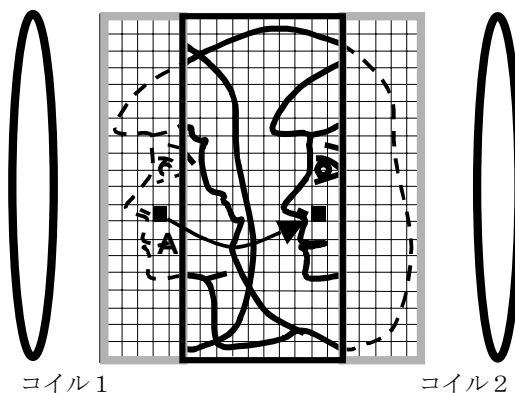


図 8 SENSE 法の概略

SENSE 法で時間短縮率を 2.0 とした場合、システムは設定した FOV の半分の領域が正しく再構成されるようなデータ収集を行う。その結果撮像時間は SENSE 法を使用しないときの 1/2 となるが、再構成された画像は図 8 の実線部分のようになり、折り返しが生じてしまう。SENSE 法では 2 個以上の受信コイル（サーフェスコイル）を使用しそれぞれのコイルで同一部位の画像を作成する。それらの画像はやはり折り返しの生じたものであるが、「サーフェスコイルはコイル近くで感度が高く離れるに従って感度が低下する」という特性を利用して、2 つの画像から計算してもとの折り返しのない画像を再構成することができる。

SENSE 法は他のパラメータを変更することなく、すなわちコントラストを変えることなく撮像時間を短縮できる画期的な技法である。グラディエントの強化も必要ないため高速化による末梢神経刺激の問題も発生しない。撮像時間の短縮は理論上 S/N 比の低下をもたらすが、受信コイルの性能や感度補整技術の向上などにより临床上問題のない範囲におさめることができる。

SENSE 法による撮像例を図 9 に示す。SENSE 法により撮像時間全体の短縮、あるいは同等の撮像時間での高分解能化、1 心拍あたりの撮像枚数を増やすことによる時間分解能の向上等も可能である。Balanced FFE 法と組み合わせることで、150 時相 / 心拍の撮像や完全なリアルタイムスキャンも実現している。

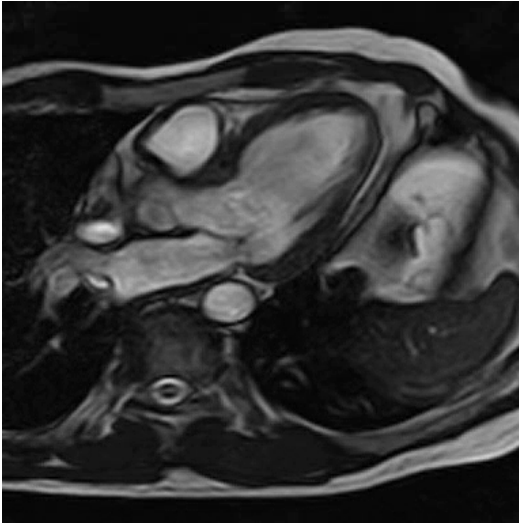


図9 Balanced FFE + SENSE 法による撮像
11 秒間の息止め 40 時相/1 心拍

3. その他の撮像例

3-1 ブラッグブラッド法

流入してくる血液の信号を落とすことにより、心腔内の血液を低信号に描出して心筋等とのコントラストを得るブラッグブラッド法による画像を図10に示す。

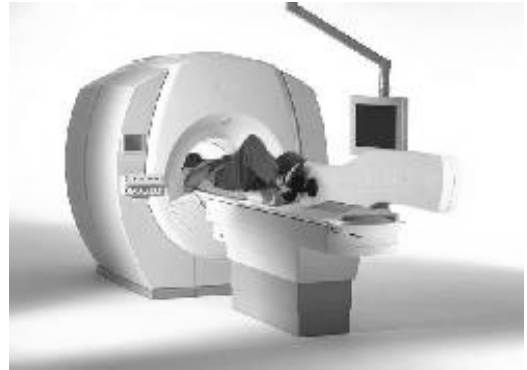


図10 ブラッグブラッド法による撮像例
Courtesy: Dr. Warren Manning, (BIDMC, Boston)

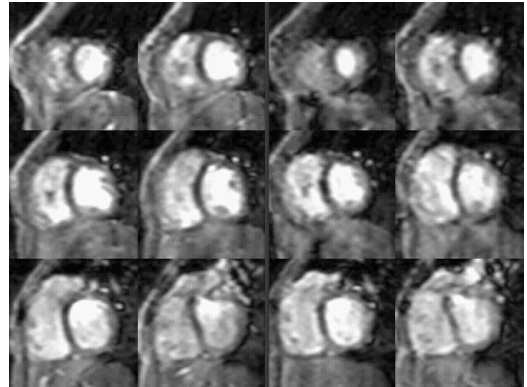
3-2 ストレス試験

MRI のガントリーがオープンなものになり、新しい検査の可能性も生まれてきた。図11はインテラの開放的なガントリーを利用して、エルゴメ

ータによる運動負荷をかけながら検査を行っている様子とその撮像例である。



Philips 社製 MR 装置 インテラ



REST 時

STRESS 時

図11 上 エルゴメータを利用しての運動負荷
下 撮像例

Courtesy Patrik Kunz & Hildo Lamb
Department of Radiology,
Leiden University Medical Center

心臓領域の検査は非常に短いデータ収集時間で高画質が求められるため、元々S/N比の高い高磁場の装置が有利である。高磁場であってかつ開放的なガントリーは通常検査時の患者の居住性を改善するのみならず様々な検査の可能性を広げることができる。

3-3 心筋 Perfusion 検査、Viability 検査

心筋の状態を探る検査として、造影剤を使用した心筋 Perfusion 検査、Viability 検査 (late enhancement) があげられる。心筋 Perfusion 検査は、造影剤を注入しその心臓領域での灌流状態をとらえるもので、数スライスを2~4心拍到1

同程度の時間間隔で撮像を繰り返すダイナミック検査である。また心筋 Viability 検査は、造影剤注入後 10~20 分経過した状態で心筋内に残留している造影剤を検出するものである。心筋からの信号がほぼ 0 になるようなパルスシーケンスを組むため、心筋内に造影剤が残留していればその部分が高信号になる。

図 12 に Viability 検査の臨床例を示す。

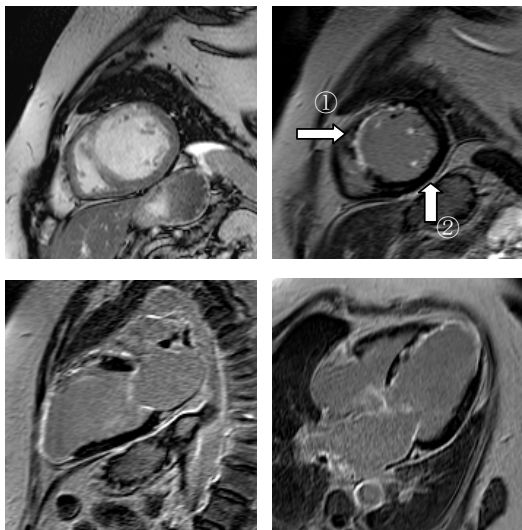


図 12 Viability 臨床例

左上 造影前 short axis view
 右上 造影後 (late enhancement) short axis view
 左下 late enhancement 2 chamber view
 右下 late enhancement 4 chamber view

Courtesy : Catharina Hospital, Eindhoven, Netherlands

図 12 右上画像の高信号に描出された領域 (矢印①) は造影剤注入後時間が経過しても造影剤が残留しており、壊死していることを示している。この領域は救うことができないため LAD に対する手術は意味がないことがわかる。一方矢印②で示す心壁の低信号部分は造影剤が wash out されており、まだ生存していることを表している。よってこの領域に栄養を供給している RCA に対する治療は患者にとって有用であるといえる。

このように Cardiac MR は病変の広がりや把握し最適な治療方法を決定するのに非常に有効なツールである。

MRI の診断能は日々進歩している。従来苦手としていた動きのある領域に対しても形態的な検査

を可能とするのみでなく、病変の程度の把握や治療方法の検討にも大いに役立つものとなっている。

3-4 画像後処理

さらに得られた画像をワークステーション EasyVision で加工することで、より立体的な構造把握も可能となる。(図 13)

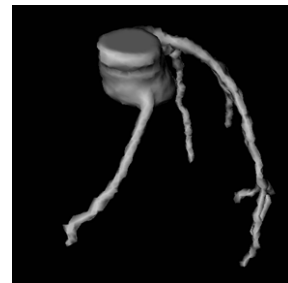


図 13 三次元再構成画像

4. 今後の Cardiac MR

今後 MR 撮像技術の更なる進歩も期待されるが、一方で滞留時間の長い造影剤 (W.I.P.) の開発によって図 14 のような画像を得ることも可能となってくる。

Cardiac MR は将来が楽しみな技術である。



図 14 Bloodpool Agents (W. I. P.) の使用例

Courtesy : 左 University Hospital Uppsala
 右 Dr. Niessen, Utrecht University Hospital, Utrecht, NL

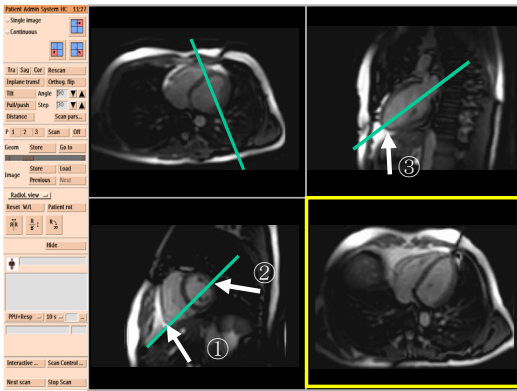


図1 3 Points Planscanによる位置決め

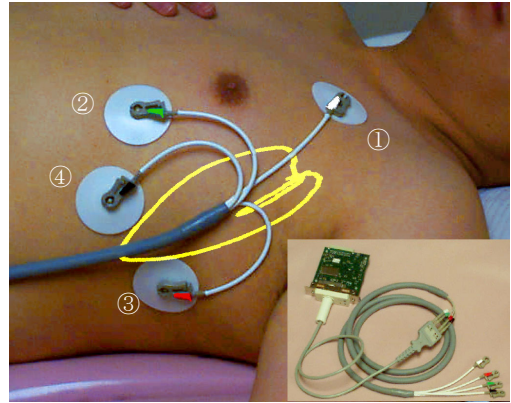


図3 VCG 装着例

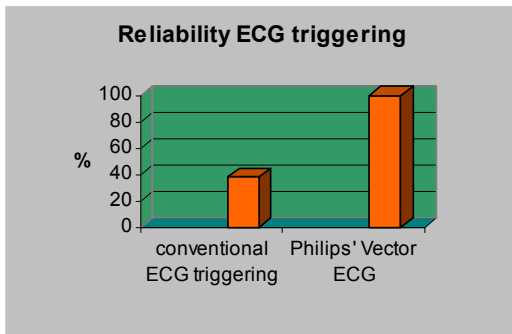


図4 ECGの信頼性

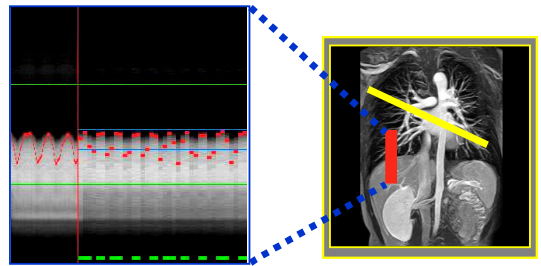


図5 リアルタイムナビゲータシステム



Philips社製MR装置 インテラ

特集 — 心臓における最新技術と臨床応用 —

「心臓における最新技術と臨床応用」 — 超音波 —

シーメンス旭メディテック (株) 町山 晃

1970年代初めに実現されたりアルタイム電子スキャン技術を用いた超音波装置は、拍動する心臓を無侵襲で画像化する不可欠の手法として広く普及した。その後、1980年代の digital scan converter の採用による画像処理部(back end部)のデジタル化が行われ、画質の改善と周辺ビデオ機器との接続性の改善が実現した。さらにカラードプラ技術の開発による血流の可視化により、超音波装置は循環器分野では欠かせない画像診断手段としての地位を確立した。

1990年代中ごろより始まった送受信系(front end部)のデジタル化は、当初高周波特性の改善およびグレーティングローブなどのアーチファクトの削減が期待されていた。しかしこの技術は、超音波の受信信号(RF信号)をそのままデジタル化して一時記憶する機能を持っていたため、この記憶機能を生かしたRF信号処理の可能性が開けた。このRF信号処理技術が一送信パルス四方向同時受信によるリアルタイム性の改善(フレームレートの改善)やハーモニックイメージングによる画質改善・コントラストエコーの実現など、超音波装置の循環器分野における臨床応用の可能性を大幅に広げる結果をもたらした。本稿では、その様な最新技術による新しい臨床応用と成果について紹介する。

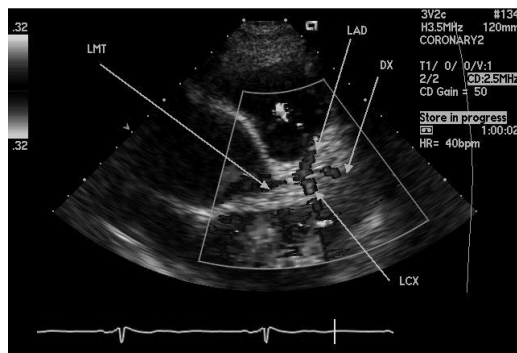
1 経胸壁エコーによる冠動脈血流の可視化

冠動脈は心壁の表面に沿って走行していることに加え、その血流速度が数十 cm/sec 以下の遅い流速のため、心臓の壁の動きに起因する強い超音波反射信号の中に血流信号が埋没してしまい、従来、画像化が大変難しかった。図1は岩手医大から提供された Acuson SEQUOIA による画像である。カラーピクセルの空間分解能が十分確保され、壁運動によるアーチファクトの少ない明瞭な画像となっている。この画像が実現するためには、複数の技術が関連している。壁運動と低流速血流の分離のためのフィルタ技術、低流速血流検出能改

善のためのサンプリング回数増加などのドプラ技術、一送信四方向同時受信によるフレーム数(リアルタイム性)の確保などである。

不十分な技術によりこの冠動脈血流表示を実現しようとする、往々にしてカラーピクセルが大きくなり、いわゆるブルーミングと呼ばれる血流情報のはみ出し現象が現れたり、壁運動アーチファクトの中に冠動脈血流が埋没した観察しにくい画像になったりする。

この手法は、無侵襲で経胸壁的に行えるためパルスドプラ法との併用で、生理的な条件下での冠動脈血流の評価、さらに薬物負荷を加えることによる予備能の測定、ステント留置などの冠動脈処置後のフォローアップなど、様々な臨床応用が研究されている。^{1) 2)}



画像は冠動脈基始部の例である。(提供 岩手医科大学)

図1 冠動脈血流可視化の例

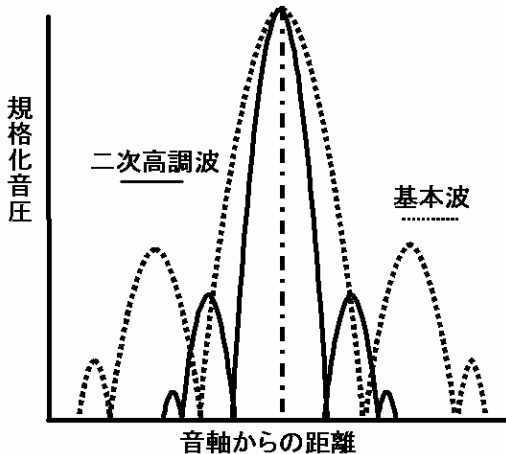
2 ハーモニックイメージング

超音波は疎密波のため、“疎”の部分と“密”の部分で音圧が変化する。高音圧の超音波が人体内部で伝播するに従い音圧と体積変化が追従しなくなり、超音波の波形が歪み、この結果高調波成分が発生する。この高調波成分のうち二次高調波を検出して画像化する手法が、ハーモニックイメージング法である。超音波の音圧の二乗に比例して二次高調波が発生するため³⁾、メインローブ部分に比べ音圧の小さいサイドローブが減少し、いわゆるアーチファクトの少ない画像、“抜けの良い画

像”が得られる。又、メインローブの幅も図2に示すように細くなり、方位分解能が改善される。しかし、一般的には送信周波数は低い周波数を採用するため、距離分解能は低下する。

当初ハーモニックイメージング技術は造影剤を検出するための技術として研究が進んだが、その研究の副次的な産物としてBモード法の補助として生み出された。しかし、特に循環器分野では、この手法はルーチンに使用されるほど、その使用法が研究され、普及してきている。⁵⁾

ハーモニック法の特徴は、たとえば送信は2MHzで行い、受信は4MHzで行うことにある。従って、超音波装置およびトランスデューサには、それらの周波数帯域を十分カバーする幅広い周波数帯域特性を持つことが要求される。これはまさに送受信系のデジタル化がもたらした成果の一つである。



二次高調波のメインビーム幅は狭くなり、サイドローブも小さくなる。⁴⁾

図2 集束音波における非線形ひずみ音圧の高調波振幅

ハーモニックイメージング法には、主にフィルタ法と二送信パルス法の二つの手法がある。

フィルタ法は、図3に示すように超音波回路内部に設定された二次高調波検出フィルタ（基本周波数除去フィルタ）により基本周波数成分と二次高調波成分を分離し、高調波成分だけを取り出そうとするものである。所が、一般的な広帯域駆動法では、図4に示すように基本周波数成分とハーモニック成分の重なり部分が発生し、これが画像ノイズとなる。この重なり成分を削減するためには、図5に示すように駆動パルスの波連長を長く

する方法があるが、駆動パルスが長くなるため距離分解能が劣化する。

フィルタ法は簡便な方法といえるが、どうしても基本周波数成分の除去と距離分解能のバランスをとった設計が必要になる。

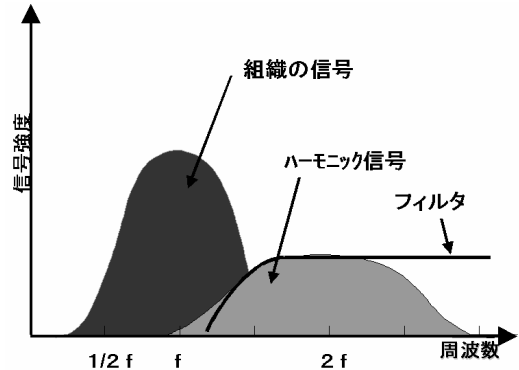


図3 フィルタ法の原理

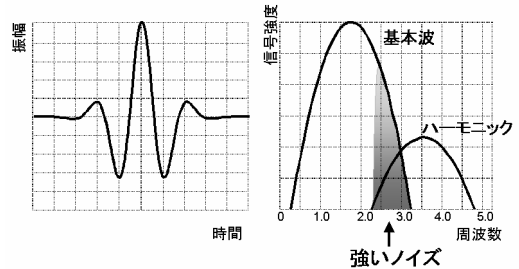
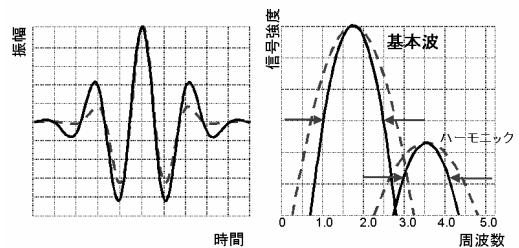


図4 一般的な広帯域駆動法によるノイズの発生



基本周波数成分とハーモニック成分の重なり部分は減るが、波連長を長くしたため距離分解能は悪化する。

図5 波連長を長くした場合

ほとんどの高級超音波装置では、ハーモニックイメージングには二送信パルス法が採用されている。その方法にはいくつかの手法があるが、ここでは最も代表的な二つの異なる極性の駆動パルスを用いる方法について述べる。この手法は Phase Inversion 法もしくは Pulse Inversion 法と呼ばれ

ている。この手法では、最初に例えば正のパルスで超音波を駆動し、次に逆の極性のパルスで再度同じ走査線上で超音波を送信する。(図6) この二つの送信パルスによる受信信号を加算すると、基本周波数成分は極性が全く反対のため除去される。しかし二次高調波成分は極性が同じとなるため、逆に増強される。

この手法では基本周波数成分が機械的に除去されるため、高調波成分を効率よく取り込むことができる。しかしながら、同じ走査線上で2回の送信を行うため、この手法を用いるとフレーム数が半減してしまい、循環器領域での超音波装置の特徴の一つであるリアルタイム性が失われる結果をもたらす。

二送信パルス法の特長を備えながら、かつフレーム数半減の欠点を除いた方法が、Acuson SEQUOIA で開発された Single Pulse Cancellation (SPC) 法である。隣接する走査線上に位相の反転した超音波パルスを交互に順次送信する。

(図7) 受信はそれぞれ二方向同時受信を行い、正逆それぞれの走査線間で重なった部分の信号を演算すると、前述の Phase Inversion 法と同じ効果が得られる。(図8) この方法に拠れば、必要な超音波送信パルスの数は、理論上、通常を送信パルス数+1の数で済み、フレーム数の減少は最小限にできる。

図9は通常のBモード画像(3MHz送受信)である。図10はSPC法で作成したハーモニック画像(1.75MHz送信 3.5MHz受信)である。フレーム数が通常のBモードで58、SPC法で52と、若干の減少で済んでいる。しかし、近距離のノイズ成分が除去され、明瞭な心尖部のハーモニック画像が得られている。

図11は通常のBモード像(2.5MHz送受信)、図12はそのハーモニック画像(1.75MHz送信 3.5MHz受信)である。約10cmの深さにある弁口部のノイズがハーモニック画像では除去されている。

3 デジタル超音波

Acuson SEQUOIA では送受信系のデジタル化により初めて可能になった新たな画像法の採用のほか、内蔵したハードディスクへの動画のデジタル保存など、循環器領域で有用な機能が幅広く盛り込まれている。Acuson SEQUOIA では更に、ここでは記述していない Siemens 独自の ASIC

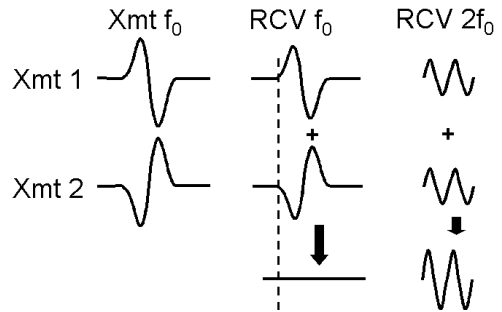


図6 二送信パルス法の一例

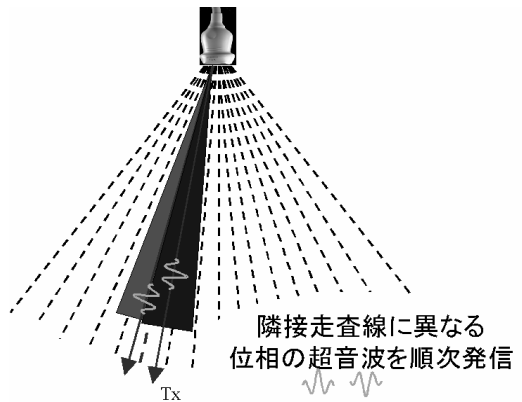
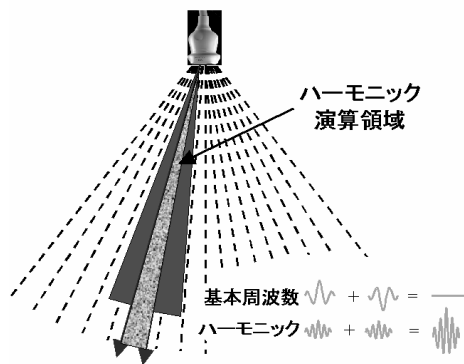


図7 Single Pulse Cancellation (SPC) 法の送信パルス



二つの送信パルスの間の領域のデータを演算する

図8 Single Pulse Cancellation (SPC) 法のハーモニック演算

(用途特定 IC)を使用した Precision Pulse Shaping 技術により、最適な送信波形を生み出すことができる。この技術は、例えば、従来不可能と考えられていた、一送信パルスによる二点フォ

ーカスの実現など新しい超音波画像技術を次々と生み出してきている。

送受信系のデジタル化によって実現した“フルデジタル”超音波装置は、今後も超音波画像診断の新たな世界を生み出す原動力になる事が期待されている。

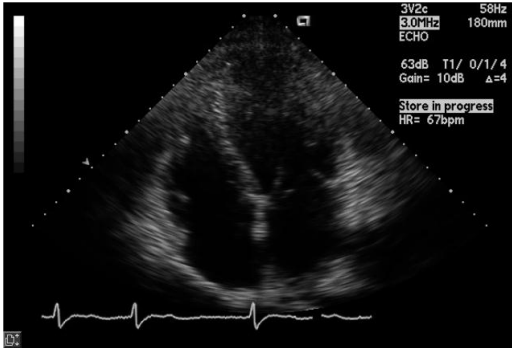


図9 通常のBモード画像(3MHz 送受信)

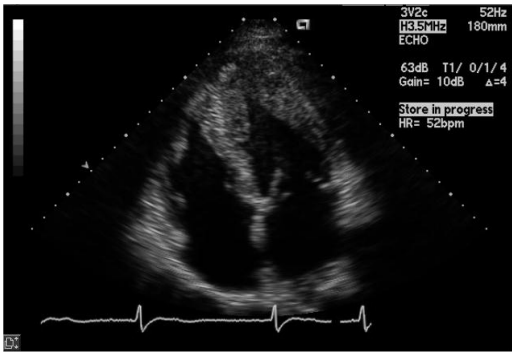


図9と同じ断面におけるハーモニック画像

図10 ハーモニック画像(1.75MHz 送信 3.5MHz 受信)

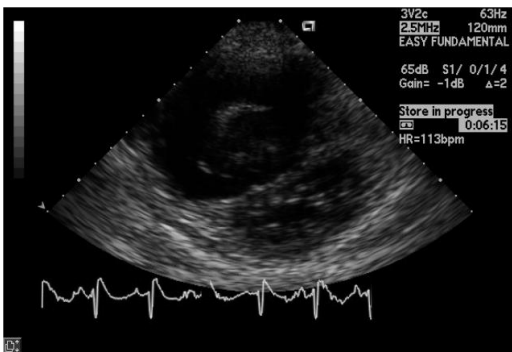


図11 通常のBモード画像(2.5MHz 送受信)

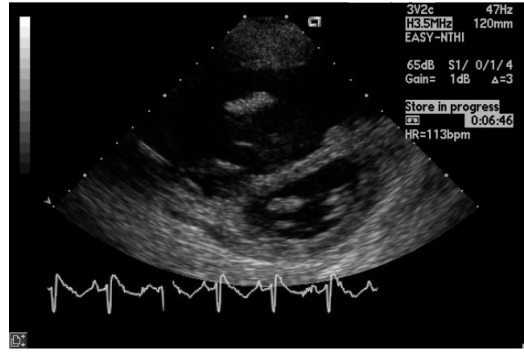


図11と同じ断面におけるハーモニック画像

図12 ハーモニック画像
(1.75MHz 送信 3.5MHz 受信)

参考文献

- 1) 渡辺 弘之ほか:経胸壁アプローチによる冠動脈血流描出のすすめ, 心エコー, 2: 616-627, 2001
- 2) 穂積 健之:経胸壁冠動脈血流予備能から冠動脈狭窄の評価は可能か, 心エコー, 2: 656-659, 2001
- 3) 日本超音波医学会編:新超音波医学 第1巻, 医用超音波の基礎, 医学書院, 東京, 100-103, 2000
- 4) 日本超音波医学会編:新超音波医学 第1巻, 医用超音波の基礎, 医学書院, 東京, 17-20, 2000
- 5) 平田 久美子ほか:セカンドハーモニックモードでの計測, 心エコー, 3: 247-255, 2002

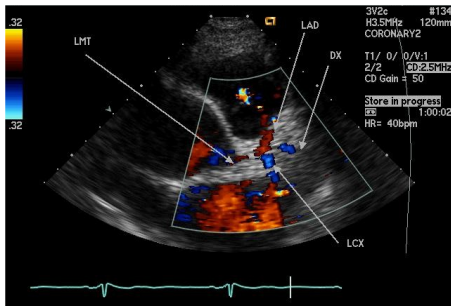


図1 冠動脈血流可視化の例

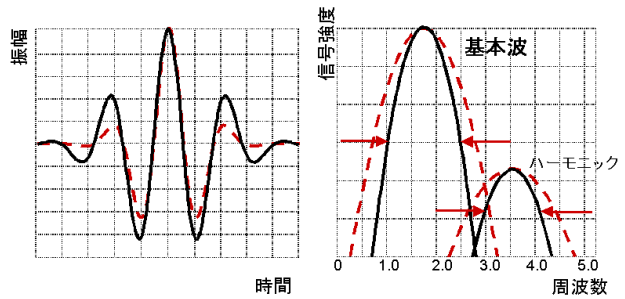


図5 波連長を長くした場合

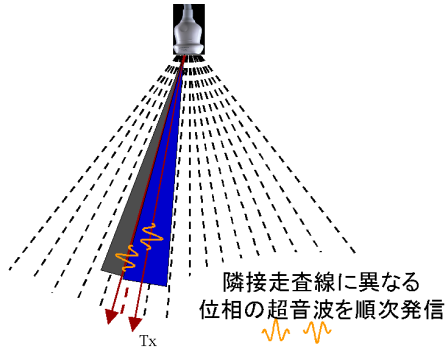


図7 Single Pulse Cancellation (SPC) 法の送信パルス

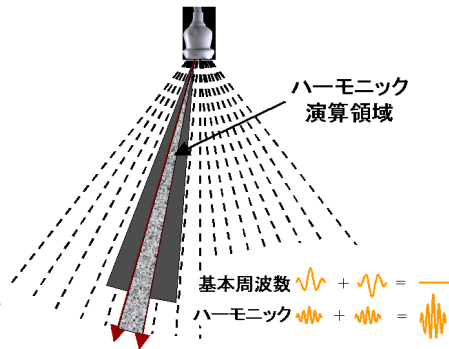


図8 Single Pulse Cancellation (SPC) 法のハーモニック演算

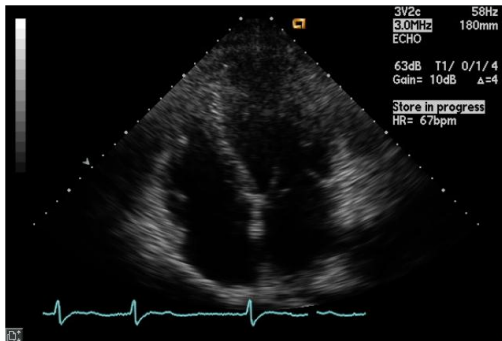


図9 通常のBモード画像(3MHz 送受信)

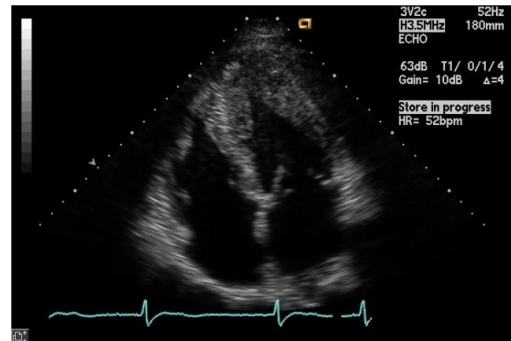


図10 ハーモニック画像 (1.75MHz 送信 3.5MHz 受信)

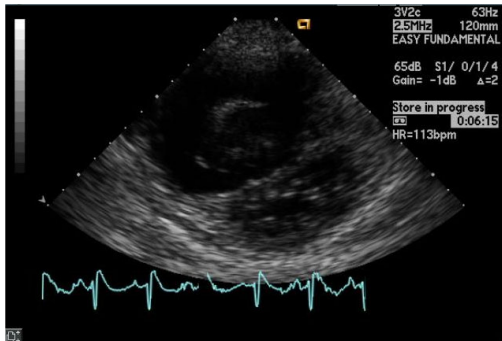


図11 通常のBモード画像(2.5MHz 送受信)

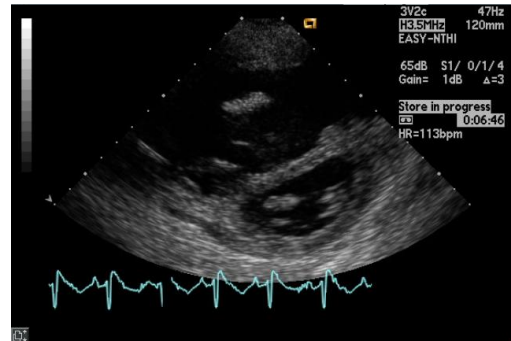


図12 ハーモニック画像 (1.75MHz 送信 3.5MHz 受信)

特 集 — 心臓における最新技術と臨床応用 —

心臓核医学検査 (Nuclear Cardiology) の現況

— 心筋 SPECT の新しい解析法を中心に —

山形大学医学部内科学第一講座 竹石 恭知

山形大学医学部附属病院放射線部 岡田 明男

高橋 和榮

はじめに

循環器領域の画像診断法には、侵襲的な左室造影や冠動脈造影のほか、非侵襲的な検査法として核医学検査、X線 CT、MRI、心エコー図など様々なモダリティがある。なかでも心臓核医学検査は、ほかの検査法に比し空間分解能や時間分解能に関しては限界があるものの、心筋血流や心機能のみならず心筋代謝、交感神経機能といった情報を画像化し、非観血的かつ定量的に評価できる特徴がある。本稿では、^{99m}Tc 標識心筋血流製剤を用いた心電図同期心筋 SPECT と ¹²³I-BMIPP を用いた dynamic SPECT の 2 つの解析法について、山形大学医学部附属病院の症例を中心に概説する。

1 心電図同期心筋 SPECT

心機能評価には従来、左室造影法や心プールシンチグラフィ、心エコー法が用いられてきた。^{99m}Tc 標識心筋血流製剤を用いて、心電図同期して画像データを収集することで心筋血流と心機能を同時に評価することができる。左室自動辺縁描出法などのソフトウェアの開発により左室局所壁運動、左室駆出率、左室容積等が高い精度で解析可能となり、ここ数年間の間に急速に普及した¹⁾。

心電図同期 SPECT は、心電図の R 波をトリガーして一心周期を分割してデータを収集し、同時相のデータを加算して画像を作成する (図 1)。データ処理プログラムには米国ロサンゼルス Cedars-Sinai Medical Center で開発された QGS、Emory 大学の Cardiac Toolbox、Michigan 大学の CardiacQ、札幌医大の p-FAST がある。個々のアルゴリズムの詳細については成書を参照されたい。²⁾ 山形大学では QGS を使用している。左

室短軸断層像において左室内腔の中心から放射状に線を引き、カウントプロファイルカーブを作成し、各カーブの最大カウント部位をむすんだ面を心筋中央部とする。心内膜と心外膜辺縁は、プロファイルカーブをガウス関数フィッティングし、自動的に決定される。心筋厚の違いによる部分容積効果の補正を行い、また心筋辺縁は楕円球近似により補正されるため、局所の灌流欠損が著しい場合でも信頼できるデータが得られる。^{1),2)} 左室拡張末期容積、左室収縮末期容積、左室駆出率、局所壁厚 (カウント) 変化率などの様々な心機能指標が算出される。心電図同期心筋 SPECT から求めた心機能指標は左室造影法から求めた値と良好な相関を有することが、これまでに多数の施設から報告されている。

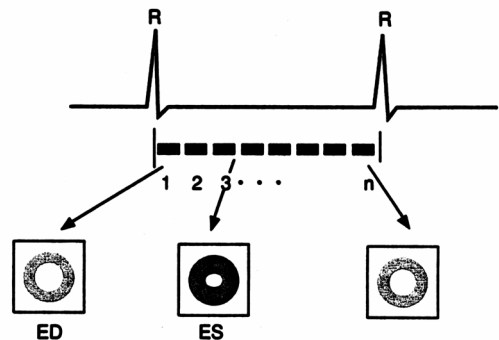


図 1 心電図同期 SPECT の原理

図 2 に正常コントロール症例の QGS で解析した心機能の画像と諸指標をしめす。左室壁運動は良好で、左室拡張末期容量は 65mL、左室駆出率は 68%、局所壁厚変化率 (thickening) も良好である。図 3 は心筋梗塞の症例で、血流像では側壁に灌流欠損を認め、左室壁運動は全体的に低下している。左室拡張末期容量は 146mL と拡大し、

左室駆出率は46%と低下している。局所壁厚変化率(thickening)は特に側壁の収縮低下が著しい。

解析の際の注意点としては、同期データ収集時の不整脈、左室肥大や左室容積が小さい症例での辺縁描出に誤差を生じやすいこと、心臓外に高集積がある場合等があげられる。R-R 分割数は多いほど時間分解能が高くなり心収縮に伴う変化を正確に捉えることができるが、一時相あたりの収集時間は短縮するため、解析に十分なカウントを確保するためには収集時間は長くなる。逆に分割数が少なれば拡張末期容積は過小評価、収縮末期容積は過大評価され、左室駆出率は低く算出される。

心電図同期心筋 SPECT による心機能評価について、様々な臨床的有用性が広く認識されている。心機能を評価する上で、心エコーは非常に簡便な方法であるが、データの再現性、検者間のばらつき、また非検者の体格によっては信頼できるデータを収集することが困難な症例にしばしば遭遇する。しかし、QGS では再現性の高い定量的なデータが、不整脈症例を除けば、ほぼすべての対象症例で得られる。血流像の収集と同時に心機能が評価できることから、別の機会に心エコー法を施行するよりも効率が良い。臨床的には、心筋血流と心機能の乖離した病態、すなわち再灌流療法後の気絶心筋(stunned myocardium)の診断や経過観察に本法は適している。また、エネルギーの減衰により心筋カウントが低下するため、偽陽性が増加し特異度が低下することが血流シンチグラフィの問題点として指摘されているが、壁運動評価を併用することで診断率が向上することが報告されている。左室機能は心疾患患者の予後を規定する重要な因子である。心電図同期心筋 SPECT で算出した運動負荷後の左室駆出率、左室収縮末期容積が予後評価に有用であると報告されている。³⁾ 図4に示すように、心電図同期 SPECT で算出した左室駆出率が45%以下の症例は45%以上の症例よりも生存率が低い。また左室収縮末期容積が70mL以上の症例は70mL以下の症例よりも同様に予後が悪い。心筋血流イメージングと QGS による心機能評価の併用は、リスクの層別化と予後評価が可能であり、臨床的意義は高い。

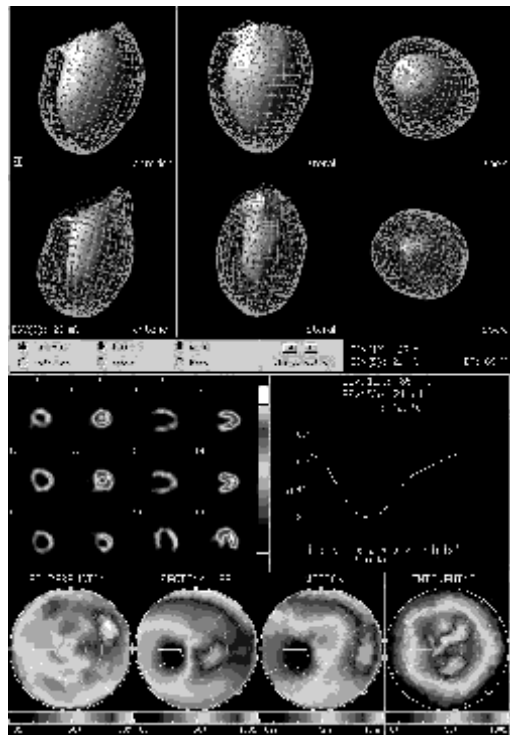


図2 QGS プログラムによる心機能評価：正常症例

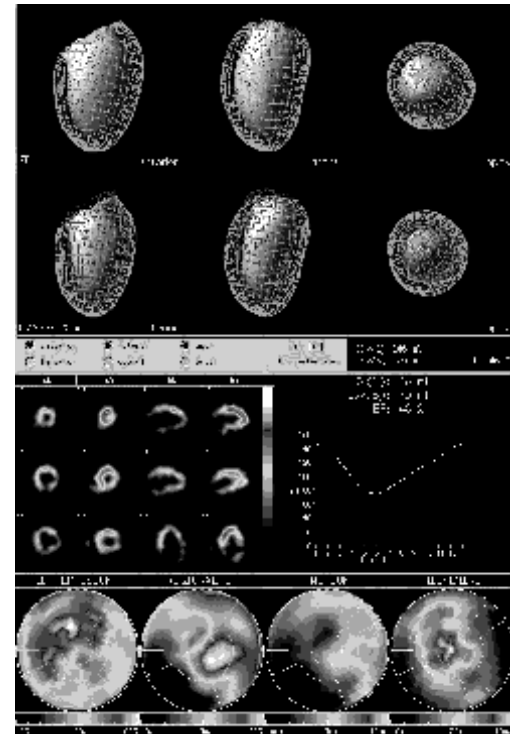


図3 QGS プログラムによる心機能評価：心筋梗塞症例

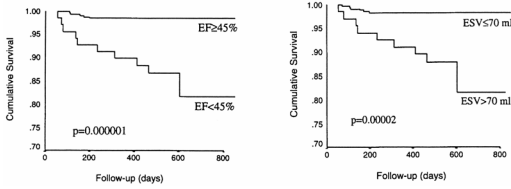


図4 心電図同期心筋 SPECT による心機能評価と予後予測 (文献3より引用)

2 ^{123}I -BMIPP を用いた dynamic SPECT

好氣的な条件下では、心筋は全エネルギーの60～70%を脂肪酸のβ酸化に依存している(図5)。心筋が虚血に陥るとその割合は低下し、かわりにグルコースや乳酸がエネルギー基質として利用されるようになる。

^{123}I -BMIPP (β-methyl-iodophenyl-pentadecanoic acid) は SPECT 用に開発された側鎖長鎖脂肪酸トレースである。BMIPP はパルミチン酸を骨格とした直鎖脂肪酸にメチル基を導入し、β酸化を受けにくくすることで心筋内停滞を延長し、SPECT 撮影に適している。図5に示すように、BMIPP は心筋細胞膜上の特異的輸送蛋白 (FAT, fatty acid translocase ないし CD36) を介して細胞内へ取り込まれ、細胞質内では脂肪酸結合蛋白 (FABP, fatty acid binding protein) に結合し輸送される。そして acyl-CoA 合成酵素 (LCAS) により BMIPP-CoA となり、その多くはトリグリセリドプールに貯蔵され、一部はカルニチンシャトルを介してミトコンドリア内へはいる。α酸化ののちβ酸化を受け分解され、最終代謝産物である PIPA となる。

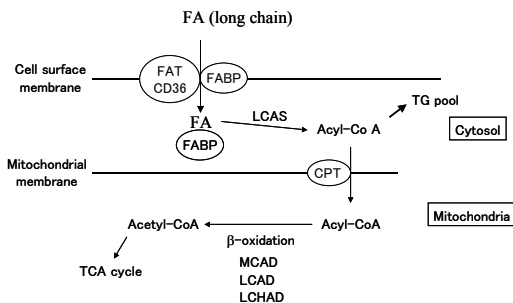


図5 心筋脂肪酸代謝

本邦では、虚血性心疾患を中心に ^{123}I -BMIPP は広く臨床使用されてきた。特に急性心筋梗塞や不安定狭心症の急性冠症候群、再灌流療法後の気

絶心筋の診断と病態把握、また治療方針決定や予後の推定における有用性が数多く報告されている。4) しかし、心不全症例では、 ^{123}I -BMIPP はこれまでにあまり検討されていない。

通常、安静空腹時に 111 MBq の ^{123}I -BMIPP を静注し、30 分後 (早期像) と 3～4 時間後 (後期像) に心筋 SPECT 像を撮像する。パルミチン酸をはじめとする天然の直鎖長鎖脂肪酸は静注後きわめて速やかにβ酸化を受け代謝される。我々は静注直後の脂肪酸代謝を検討するため、 ^{123}I -BMIPP を用いて dynamic SPECT を行った。

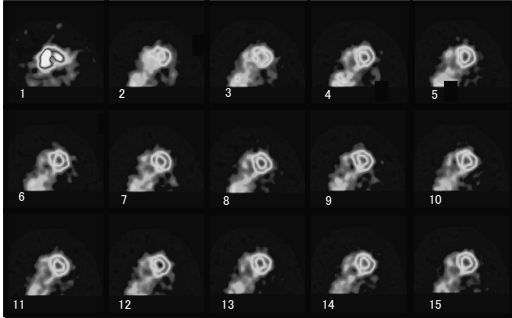
5) 右肘静脈より ^{123}I -BMIPP 148 MBq を生食 20mL とともに急速静注し、1 回 2 分間の dynamic SPECT データを連続 15 回、30 分間にわたり収集した。0～2 分から 28～30 分の 15 スライス of 左室短軸断面層像を図6に提示する。再構成した短軸断面層像のうち左室内腔が最も明瞭に描出されるスライスを選び、図7に示すように左室全体と左室内腔に関心領域 (ROI) を設定し時間一放射能曲線 (dynamic curve) を作成した。そして左室全体から左室内腔の曲線をサブトラクションし、左室心筋の時間一放射能曲線を作成した (図8)。

図6では、0～2 分から 2～4 分の画像では左室内腔の血液プールの影響が認められるが、4～6 分後では心筋が明瞭に描出されている。そこで、6 分から 30 分までの ^{123}I -BMIPP の心筋からの洗い出しを図8で求めた曲線から算出した。

対象は心不全症例 26 例と正常コントロール 8 例である。心不全症例は男性 18 例、女性 8 例、平均年齢 58 歳で、心不全の重症度は NYHA I 度 5 例、II 度 9 例、III 度 10 例、IV 度 2 例であった。コントロール群は男性 4 例、女性 4 例、平均年齢 59 歳であった。心不全群の心エコーで計測した左室拡張末期径は 61 ± 5 mm、左室短縮率は $22 \pm 6\%$ であった。 ^{123}I -BMIPP dynamic SPECT で得られた左室心筋の時間一放射能曲線は、図8に示すように retention 型と washout 型の2つのパターンに大別された。コントロール群 8 例全例と NYHA I・II 度の 13 例、III・IV 度の 4 例は retention 型、NYHA I・II 度の 1 例、III・IV 度の 8 例は washout 型を示した。Washout 型に重症な心不全例が多く認められた。また、washout 型では retention 型に比し、左室拡張末期容積は大きく、左室駆出率、左室短縮率は低下していた (図9)。 ^{123}I -BMIPP の 6～30 分の早期洗い出し率は、左室拡張末期容積と正相関を、左

室駆出率と負の相関を示した (図 10)。⁵⁾

以上のように、dynamic SPECT を用いて ¹²³I-BMIPP の静注直後の早期動態を検討することで、心不全症例の脂肪酸代謝異常を検出することができた。Dynamic SPECT から求めた 6-30 分の早期洗い出しは心不全の重症度評価に有用であった。



2 min/image, 0-30 min after injection

1回2分間の収集で連続15回撮像した。

図6 Dynamic SPECTによる¹²³I-BMIPP左室短軸断層像

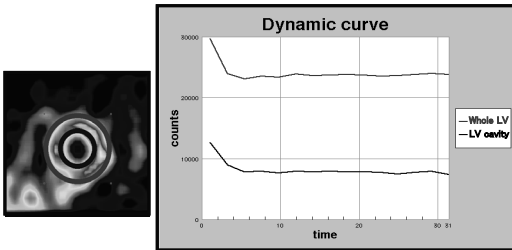


図7 左室全体と左室内腔にROIを設定し、時間—放射能曲線を作成した。

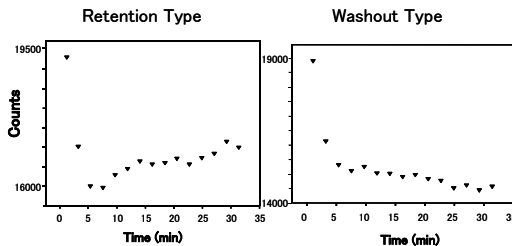
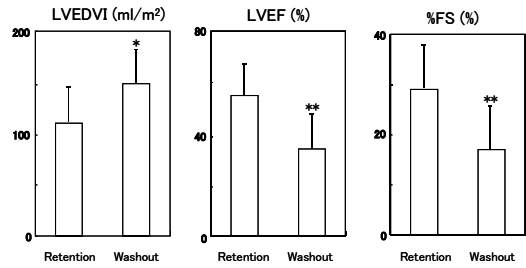


図8 左室全体から内腔をサブトラクションし、左室心筋の時間—放射能曲線を求めた

おわりに

心臓核医学領域における最近の進歩の中から、心電図同期心筋 SPECT と dynamic SPECT について概説した。臨床応用に関する新しいエビデンスも得られつつある。今後の展開に期待したい。



* P < 0.05 ** P < 0.01

図9 左室拡張末期容積 (LVEDVI)、左室駆出率 (LVEF)、左室短縮率 (%FS) の比較

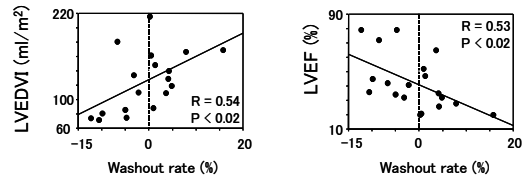


図10 ¹²³I-BMIPP の早期洗い出し (6-30分) と左室拡張末期容積 (LVEDVI)、左室駆出率 (LVEF) の関連

参考文献

- 1) Germano G, et al: Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med* 1995;36: 2138-2147
- 2) 中田智明、中嶋憲一: 心電図同期心筋 SPECT 法. その基礎と臨床応用. メジカルセンス社
- 3) Sharir T, et al: Incremental prognostic value of post-stress left ventricular ejection fraction and volume by gated myocardial perfusion single photon emission computed tomography. *Circulation* 1999;100:1035-1042
- 4) Takeishi Y, et al: Iodine-123-BMIPP imaging in unstable angina: A guide for interventional strategy. *J Nucl Med* 1997; 38: 1407-1411
- 5) Takeishi Y, et al: ¹²³I-BMIPP dynamic SPECT in patients with congestive heart failure: Effect of angiotensin II type-1 receptor blockade. *J Nucl Med* 2002;43:179 (Abstract)

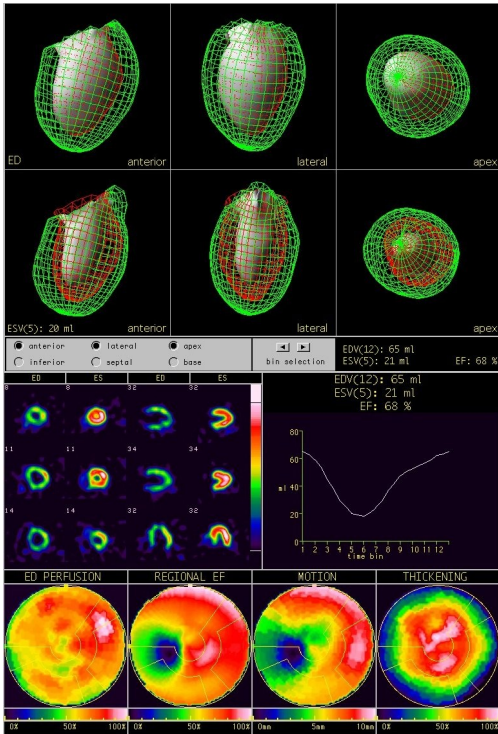


図2 QGSプログラムによる心機能評価：正常症例

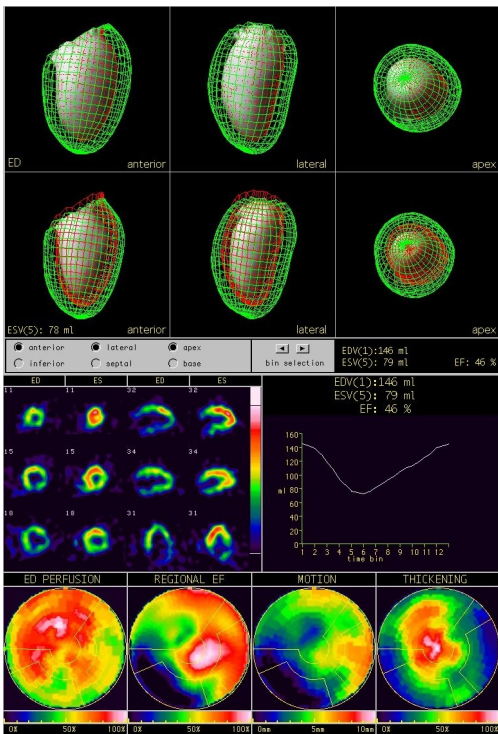
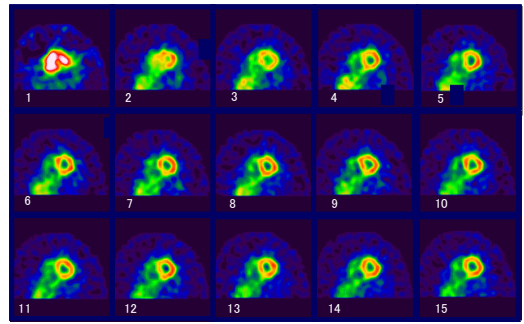


図3 QGSプログラムによる心機能評価：心筋梗塞症例



2 min/image, 0 - 30 min after injection

図6 Dynamic SPECTによる¹²³I-BMIPP左室短軸断層像

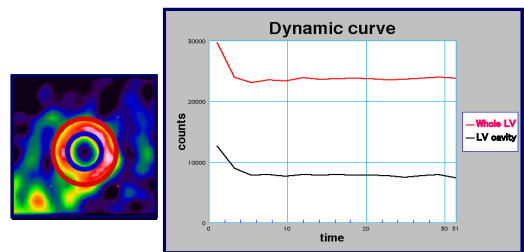


図7 左室全体と左室内腔にROIを設定し、時間—放射能曲線を作成した。

特 集

— 心臓における最新技術と臨床応用 —

不整脈における最新技術と臨床応用

— EPS (電気生理検査) とアブレーションの装置 —

株式会社ゲッツブラザーズ CRM 事業推進部 村主 磨光

不整脈治療の現状と将来

EPS (電気生理検査) は 1970 年代に普及し始めた不整脈の診断方法です。各心腔内に電極カテーテルを挿入し、心腔内電位記録やプログラム刺激法を行い「不整脈の診断」「薬効評価」「治療決定」などを行ってきました。しかし、1980 年代前半より「カテーテルアブレーション治療」が導入され、EPS (電気生理検査) の目的は「不整脈の診断」から「アブレーション治療」へ変化していきました。「アブレーション治療」が行なわれる以前は、例えば発作性上室性頻拍 (PSVT) の症例において房室回帰性頻拍 (AVRT) なのか、房室結節内回帰性頻拍 (AVNRT) なのか、EPS (電気生理検査) にて診断が行われ、同じ抗不整脈薬静注の治療が施されていました。

「アブレーション治療」が導入されてからは、WPW 症候群の房室回帰性頻拍 (AVRT) は副伝導路の心房端・心室端が同定され、その部位にアブレーションが行なわれ、頻拍回路の原因である副伝導路が破壊される事で根治療法となる。また房室結節内回帰性頻拍 (AVNRT) では冠静脈洞入口部付近の遅伝導路が同定され、この部位にアブレーションが行なわれ根治療法となる。現在では「通常型心房粗動」「WPW 症候群」「房室結節内回帰性頻拍」「特発性心室頻拍」がアブレーションの良いターゲットとなっています。しかし心臓手術後非通常型心房粗動、器質的心疾患を有する心室頻拍、または心奇形を合併するような症例では頻拍回路が複雑なばかりではなく、血圧低下を伴うような症例などもあり、従来の検査方法、治療方法では難渋する症例があります。このような症例に対して望まれる検査方法は短時間であり、高い安全性の治療が期待されています。今回は EPS (電気生理検査)、カテーテルアブレーション治療の現状と、現在導入しつつある「最新技術と臨床応用」について考察していきたいと

思います。

不整脈検査と治療の歴史

今から 35 年前ほどの「1967 年 Durrer らは、WPW 症候群の患者に電気刺激を加えて調べる方法を開発、頻拍発作が早期刺激法で誘発や停止が可能と発表」。その後「1969 年 Sherlag らは、心腔内において電極カテーテルにより HIS 束電位を記録」から始まりました。また近年では不整脈治療の分野でカテーテルアブレーションが 1990 年から 1991 年にかけて副伝導路に対する有力な治療として容認され、強力な治療法の確立とともに電気生理検査も急速に発達しました。

人の電気生理

人の心臓は一分間に 60~80 回、全身に血液を送る役目を果しています。この活動は心臓筋が収縮と拡張を繰り返しながらポンプ機能を維持しています。このポンプ機能を支えるのが心臓各所に張り巡らされた「刺激伝導系」と呼ばれる専用電気回路です。心臓各部へこの回路を經由して電気興奮波が流れ、心臓に収縮が起こります。この「刺激伝導系」の始まりは「洞結節」です。上大静脈と右房の交点外側にペースメーカーの役割を果す「洞結節」が存在します。この「洞結節」で作られた興奮波は右心房の櫛状筋を通り心房中隔前壁寄りに位置する「房室結節」に伝導します。この「房室結節」は 0.1 秒の間隔を持ちヒス束へ伝導します。通常心房から心室へは房室弁があり電気的には絶縁されています。この房室結節—ヒス束間路が唯一伝導路となります。ヒス束から右室側へは右脚、一方左室側へは左脚前肢・後脚が両心室へ興奮波を伝えます。両脚の先端にはプルキンエ線維が存在し、心室筋へ興奮波が流れ心室を収縮します。(図 1)

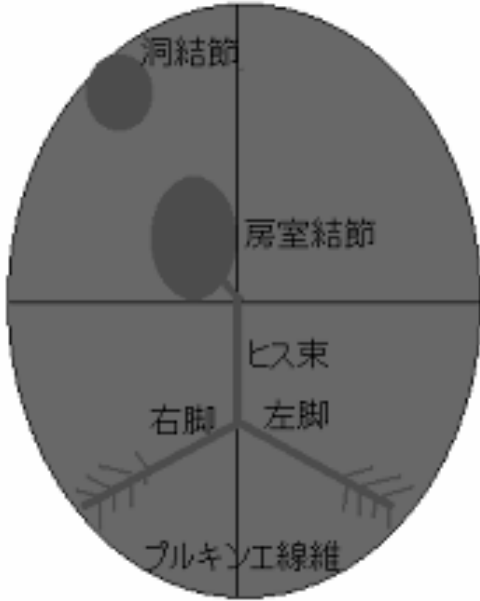


図1 人の刺激伝導系「人の電気生理」

電気生理検査の目的

心臓各所に張り巡らされた「刺激伝導系」と呼ばれる専用電気回路の伝導性能検査と不整脈の発生機序を解明する目的で電気生理検査（EPS）が行われます。方法は電極カテーテル（電極の付いた細い管）を静脈又は動脈を介して心臓まで挿入し、心臓の電気現象（電位）を記録し、電極カテーテルから電気刺激を入れ、その刺激に対する反応によって正常か？異常か？を判別します。自覚症状の原因となる不整脈は、標準12誘導心電図、運動負荷試験、Holter心電図、ベットサイドモニタリングなどの非観血的検査でもある程度の診断は可能ですが、これらの検査では推定の域を脱する事ができません。個々の患者さんの自覚症状にも個人差があるので、その不整脈がどの程度患者さんにとって自覚症状と一致しているかも不明です。そのような場合、EPSは不整脈を検査中に再現して患者の自覚症状と心電図、血圧などを確認する事が可能なので、より正確な診断を行う事ができます。また、電気刺激により頻拍を誘発し、不整脈発生部位や頻拍回路の同定、抗不整脈薬の効果判定、カテーテルアブレーション治療の適応と治療部位の決定、治療に対する効果判定、植え込み型除細動器の適応判定、徐脈の分野ではペースメーカーの適応などの目的で行なわれます。

電気生理検査の適応

大別すると、徐脈の電気生理検査と頻拍の電気生理検査に区分されます。徐脈症例では、洞不全症候群（洞徐脈はあるが非観血的検査と失神などの症状が一致しない場合、主にペースメーカーの適応、機種決定など）、房室ブロック（伝導途絶部位と重症度の確認、ペースメーカーの適応、ペースメーカー機種決定など）。また、頻拍症例では発作性上室性頻拍（重症度と治療方針の決定）、WPW症候群（重症度と治療方針の決定）、心室頻拍（重症度と治療方針の決定）、原因不明の失神発作（失神の原因が不整脈にあるかどうかの確認）、心停止からの蘇生（心室頻拍や細動の誘発を行い、重症度と治療方針の決定）、薬効の評価（不整脈に対する薬剤効果、薬剤が刺激伝導系に及ぼす影響の確認）などが適応で行われます。

EPSに要求されるもの装置

以下の表に表わします。

現在EPSに必要器材	詳細
シネ透視装置	シングルプレーンまたはバイプレーン
心腔内心電図記録装置	ポリグラフ/コンピュータ
電気刺激装置	プログラム刺激の出来る刺激装置
電極カテーテル	Fixed・Steerable、電極数2-24極、サイズ5-7Fr、電極間隔1-10mm
除細動装置	心室頻拍が予め予想される症例は初めからディスプレイのパドルを貼っておく
	徐脈が予測されるケースでは必要



図2 電気生理検査診断装置 Cardiolab

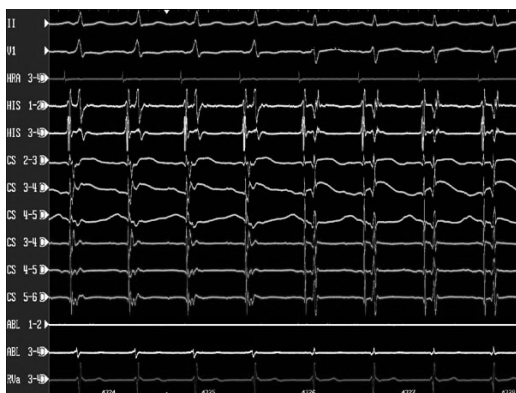


図3 画像例

電気生理検査の実際

電極カテーテルを大腿静脈より HRA（高位右房電位）、HBE（ヒス束電位）、RVA（右室心尖部電位）に、首または肩の静脈より CS（冠状脈洞電位）に挿入、それぞれの定位置に留置します。各部位の位置関係は以下の通りです。HRA（高位右房）は大腿静脈より下大静脈を介し右房まで進めます。通常心臓の本来のペースメーカーである洞結節に近い位置である高位右房に留置し、右房電位を記録します。また右心耳に留置するケースもあります。HBE（ヒス束電位）は大腿静脈より下大静脈を介し右心室まで進め、電極カテーテルを時計方向へ回転しながら軽く心房側へ引きます。カテーテル先端を心室前中隔へ向け電位を確認しながら心室電位のみ記録できる部位から心房電位が記録できる場所まで更に引くと、心房電位と心室電位の間に急峻な小さな電位が出現します。この電位がヒス束電位です。ヒス束電位が最大に記録される部位は心室前中隔寄りの三尖弁輪部です。ヒス束電位の各間隔の正常範囲は次の通りです。PA 間隔は 25- 60ms、AH 間隔は 60-125ms、HV 間隔は 35- 55ms、H幅は 10- 25ms となります。RVA（右室心尖部）は大腿静脈より下大静脈を介し右室まで進めます。場所は植え込み型ペースメーカーの心室リード留置とほぼ同じ心尖部位になります。又、症例により右心室中隔又は右室流出路に留置するケースもあります。CS（コナリサイナス・冠状静脈洞）は僧房弁輪で記録される左房電位と左室電位を記録します。アプローチ方法は、首又は肩の静脈から上大静脈を越え、右房後壁中隔寄りに存在する冠状静脈洞入口部から電極カテーテルを挿入します。冠状静

脈洞は右房後中隔から僧帽弁輪沿いに心房中隔—左房後壁—左房側壁—左房前壁へ走行しています。

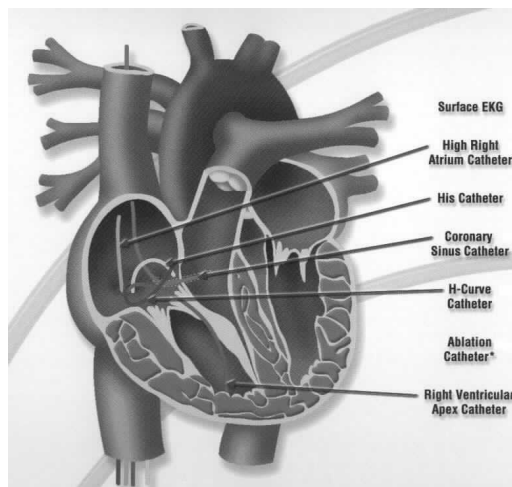


図4 電気生理検査電極位置

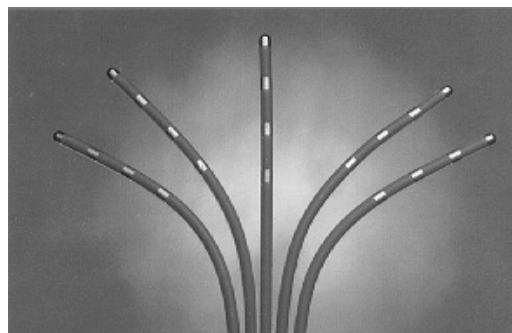


図5 Fixedタイプ電極カテーテル

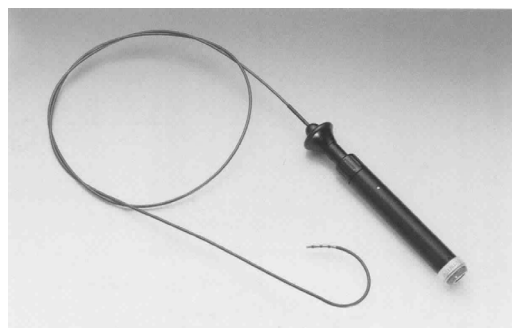


図6 Steerableタイプ電極カテーテル

プログラム刺激法

電気刺激（ペーシング）には大きく別けて2通りあります。①電気刺激（ペーシング）間隔を順次に短くして行く連続刺激法と②洞調律よりやや短い基本刺激下に早期刺激を加える早期刺激法が

ありますが、ここでは①の連続刺激法を紹介します。

心房刺激法

心房から心室までの伝導を確認します。主に房室結節機能を評価する方法です。電気刺激回数 10 心拍ほどを洞調律からやや短い周期で開始し、10-20ms ずつ最短 250ms まで、またはウエンケバッハ周期まで電気刺激を入れます。心房刺激による房室結節の正常反応は A-H 間隔（心房電位からヒス束電位までの時間）が刺激周期の短縮に伴い次第に延長し、ついにはウエンケバッハ周期（A-H 間隔が心房刺激ごとに延長し最後に心室への伝導が途絶する。以上の動作を繰り返えます）が生じます。また房室結節以下の H-V 間隔（ヒス束電位から心室電位までの間隔）は影響を受けません。本刺激の目的は房室結節（心房から心室まで）の刺激伝導系の伝導性能の確認と刺激によって誘発された（起きた）頻拍を停止させることです。

心室刺激法

心室刺激によって室房伝導（心室から心房までの伝導）の評価をします。室房伝導は通常成人の 40-90%にみられ、特に正常房室伝導例で多く見られますが、完全房室ブロック例でも存在することがあります。心室刺激による正常反応は刺激周期の短縮に伴い V-A 間隔延長して行き、ウエンケバッハ周期が生じます。心室刺激は洞調律よりやや短い周期から開始し、心室刺激周期を 300ms ぐらいまで短くすることがあります。例えば右室心尖部より刺激周期 100ppm から 10ppm 短縮で 200ppm まで 10 心拍の刺激を入れます。また発作性上室性頻拍の例では、何処の経路を通して心室から心房へ伝導するか、伝導経路の同定、どのレートまで 1 : 1 伝導するか、伝導性能のチェック、刺激頻度を早くすると遅延伝導（伸びる）するか、副伝導は存在するか、診断の材料にします。また頻拍誘発、頻拍を停止する目的でも行われます。

電気生理検査のまとめ

心臓の電気的特性の確認および不整脈（徐脈と頻

拍）の誘発と停止を行い、不整脈発生機序の解明を目的としています。また、不整脈治療を行った後の治療効果判定も目的としています。心臓の定位置にそれぞれの電極カテーテルを留置し、①心臓内部から心臓の電気現象を確認し、②電極カテーテルの各部位より電気刺激を入れ、③その電気刺激に対する心臓の反応によって不整脈の診断を行います。④施された不整脈治療の効果の判定を行います。

アブレーション治療の適応 現在と将来

症例別に現在行なわれている適応症例、新しい技術が導入され今後期待されている症例に別けました。

カテーテルアブレーション	頻拍対象症例
Present	心房頻拍、AVNRT、WPW 症候群 特発性心室頻拍（右室流出路起源、ATP 感受性）
New Technique	発作性心房細動
New Device	非通常型心房粗動 器質的疾患を有する心室頻拍？
Future???	慢性心房細動、器質的疾患を有する 心室頻拍 心室細動、Brugada 症候群

NEW Device 診断 バスケットカテーテル

バスケットカテーテルによる心腔内マッピングとは、従来の心腔内マッピングは 4 つの電極が付いたカテーテルを使用し、心腔内を動かしながら心臓各部位の電気的な情報を収集していました。これに対してバスケットカテーテルは必要な場所にバスケット状に心腔内に固定し、一度に 64 極からの情報を収集する能力が有ります。例えば、右房の心房頻拍のケースでは右房にバスケットカテーテルを開き、右房電位を 32 チャンネルのバイポーラで記録する事が出来ます。

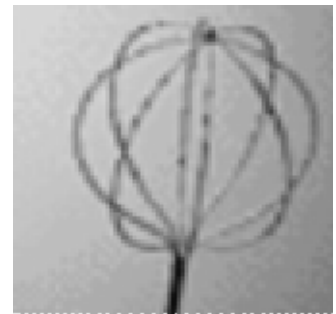


図 7 バスケットカテーテル

NEW Device 診断 Electro anatomical Mapping

Electro anatomical Mapping は従来のマッピングによる心腔内電位記録情報と磁気による解剖学的位置情報を同時にコンピュータに取り込み、3次元マッピング画像として出力します。本法は従来の電位情報以外に磁気を利用しています。カテーテル先端に磁気センサーが内蔵され、検診台の下には磁場を形成する為のロケーションパッドをカテー台に設置し、患者にはリファレンスセンサーを背中に位置させます。開心術後や心奇形などによる心房頻拍に有用です。頻拍発生機序と頻拍回路の位置が、X線透視を使用しなくともカテーテル先端の確認が出来るので放射線被爆量を減少させる事が可能である。一方、マップ上の各点は同時記録ではないので電気生理学的に安定し、長時間持続する頻拍でなければ適応とはなりません。



図8 Electro-anatomical Mapping system

NEW Device 診断 None contact Mapping

None contact Mapping システムは心房、または心室内に留置したノンコンタクトカテーテルのメッシュ状電極 32 点をコンピュータアンプによって 3,000 点以上に仮想構築し、心腔内電位の電氣的流れを短時間に 3D コンピュータグラフィックで表示する装置です。(図9、図10)

NEW Device 診断 Localisa

X線を利用せずに 3D コンピュータ画像上で電極カテーテルの位置を把握できるシステムです。この方法は特殊な電極カテーテルは必要としないので低コストで行えるのが最大の特徴です。体表に装着されたパット電極より 30KHz/1mA の電流を流し、これ測定し、X、Y、Z 軸をコンピュータ処理し、リアルタイムで画面に表示します。しかし本方法はあくまで 3D の解剖学的位置関係

を把握するシステムであり、頻拍回路を同定するには電極カテーテルの心腔内電位記録情報から判断するものです。



図9 None-contact Mapping system



図10 None-contact バルーンカテーテル

New Device 診断装置 特徴 その一

New Device 診断装置特徴を以下にまとめました

診断装置及びカテーテル	特 徴
バスケットカテーテル	バスケット状の形状を持ち、64 極を配置した電極カテーテル
Electro anatomical Mapping	磁気と電位を用いて 3D の画像を構築、頻拍回路が安定している症例に使用される
None contact Mapping	32 極のメッシュ状のカテーテルから 3000 点以上に電位を構築していく。興奮伝播を 3D 画像で構築できる
LocaLisa	X 線を利用せずに 3D コンピュータ画像上で電極カテーテルの位置を把握できるシステムです。しかし頻拍回路を同定するには電極カテーテルの心腔内電位記録情報から判断します。

New Device 診断装置 特徴その二

	バスケットカテーテル	Electro Anatomical Mapping	None contact Mapping
Mapping 精度	64 極	100-300 点ほど (Mapping 時間による)	32 点 (増幅して 3300 点)
Mapping 時間	1 心拍	30 分~1 時間	1 心拍
頻拍回路が不安定な症例	適している	適していない	適している
頻拍回路が一定な症例	適している	適している	適している
アブレーションカテーテル	何でも可	専用	何でも可
Mapping 表示	ポリグラフ電位表示 QMS 3D 表示	専用コンピュータにて 3D 画像構築	専用コンピュータにて 3D 画像構築
コスト (2002/08 現在)	カテーテル ¥534,000	カテーテル ¥534,000	不明
薬事承認(2002/08 現在)	承認	承認 (ただし Mapping として)	未承認

New Device 診断装置 特徴その三

	従来型ポリグラフ	バスケットカテーテル	Electro Anatomical Mapping	None Contact Mapping
心房頻拍	○	○	頻拍回路安定 ○	○
通常型心房粗動	○○○	○	○○	○○○
AVNRT	○○○	—	○	○
WPW 症候群	○○○	—	○	○
特発性心室頻拍	○○○	○○○	—	○
発作性心房細動	○	○	○	○
非通常型心房粗動	○	○	頻拍回路安定 ○○○	○○○
器質的疾患を有する心室頻拍	○	○	頻拍回路と血圧安定 ○○○	○○○
慢性心房細動、	—	—	回路が安定 ○○	○○○
	???	???	???	○
Brugada 症候群	???	???	???	○

治療 カテーテルアブレーション装置

カテーテルアブレーション装置は現在、高周波エネルギーを使用した装置が一般的に普及していますが、性能、焼灼可能な範囲などの要因で症例によっては限界が有ります。今後の不整脈治療適応の拡大にともない新しい装置が開発されています。その一部を御紹介します。

高周波アブレーション

現在最も使用されているシステム。500KHzの高周波エネルギーをカテーテル先端電極から通電し、接触している心筋が焼灼する方式、出力エネルギーはW(ワット)で表示され、カテーテル先端に内蔵された温度センサーが温度をモニタリングし、ターゲット温度になるように出力(W:ワット)を自動的にコントロールします。(図11)

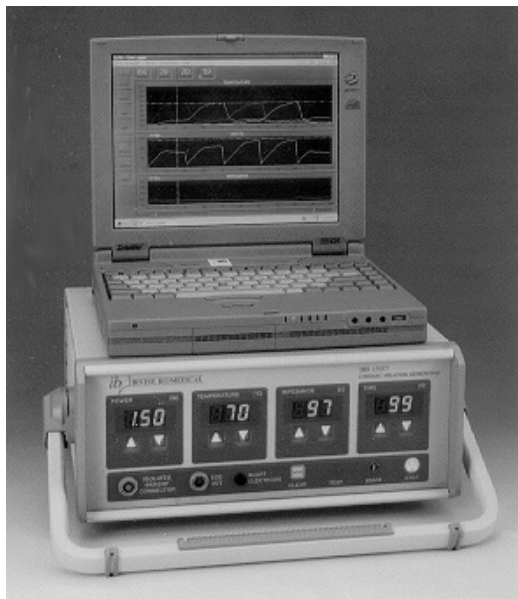


図 11 カテーテルアブレーション用高周波発生装置

New Device クーリングチップアブレーション

従来の高周波カテーテルアブレーションはカテーテル先端電極と接触している心筋が高周波によって加熱されます。心筋が過剰に加熱されると血栓が形成され、カテーテルの先端電極と心筋との間で接触インピーダンスが上昇し、それによって通電エネルギーが抑制され焼灼可能な範囲が制限

されます。通常アブレーション部位の直径及び深達度は5mm前後と言われており、心外膜側や線維層に覆われた組織に頻拍回路が存在するとアブレーションが困難となります。

これに対して Cooled tip Catheter はカテーテル内部を生理的食塩水が環流し、カテーテル先端を冷却する事によって従来困難であった範囲をアブレーションする事が可能となりました。

New Device クライオアブレーション

クライオアブレーションのシステムはカテーテル内部に液化冷却ガスを環流させ、カテーテル先端電極内で気化を起し、その気化熱によって-40℃～-60℃に冷却する。クライオアブレーションの利点は Ice Mapping にあります。軽度な低温で可逆的冷凍巣を製作する、すなわち正確にアブレーションのターゲットを同定する事ができます。また組織が冷凍されるとカテーテルの先端と接触組織が接着する為、アブレーション中にカテーテルを固定する事が出来ます。

New Device 超音波アブレーション

超音波アブレーションの構造は、バルーンの中に6MHz前後の超音波を発生させるウルトラサウンドトランスデューサーを配置し、この超音波によってアブレーションが行われます。ウルトラサウンドトランスデューサーはバルーン内に充填された造影剤を介してバルーン壁に接触している心筋を同心円線上にアブレーションします。臨床では肺静脈起源性心房細動症例で肺静脈と左房心筋を電氣的に絶縁する手技に応用されています。

アブレーション治療装置の特徴

カテーテルアブレーション治療装置の特徴をまとめました

カテーテルアブレーション	特 徴
高周波	現在最も使用されているシステム。周波数 500KHz の高周波エネルギーをカテーテルの先端電極から通電し、接触している心筋が焼灼される。
クーリングチップ	カテーテル内部を生理的食塩水が環流し、カテーテル先端を冷却する事によって従来困難であった範囲をアブレーションする事ができる。
クライオ	システムはカテーテル先端を液化冷却ガスによって-40℃～-60℃に冷却する。軽度な低温で可逆的冷凍巣を製作する (Ice Mapping) が可能であり、本システムの最大の特徴です。
超音波	システムは、バルーンを中心に 6MHz 前後の超音波を発生させるウルトラサウンドトランスデューサーを配置し、この超音波によってバルーンと接触している心筋をアブレーションします。臨床は肺静脈起源性心房細動症例で肺静脈と左房心筋を電氣的に絶縁する手技に応用されています。

予想される将来の適応

	高周波	クーリングチップ	クライオ	超音波
心房頻拍	○	—	○	—
通常型心房粗動	○	○○○	○○○	—
AVNRT	○○○	—	○	—
WPW 症候群	○○○	—	○	—
WPW 症候群 (AP が心外膜側)	—	—	○○○	
特発性心室頻拍	○○○	—	○	—
発作性心房細動	○	—	○	○○○
非通常型心房粗動	○	○	○○○	—
器質的疾患を有する心室頻拍	○	○○○	○○○	—
慢性心房細動、	—	○○	○○○	—
心室細動	???	???	???	???
Brugada 症候群	???	???	???	???

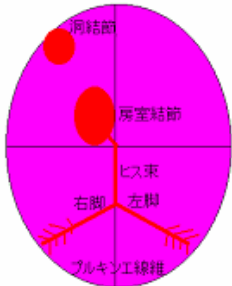


図1 人の刺激伝導系
「人の電気生理」



図2 電気生理検査診断装置
Cardiolab

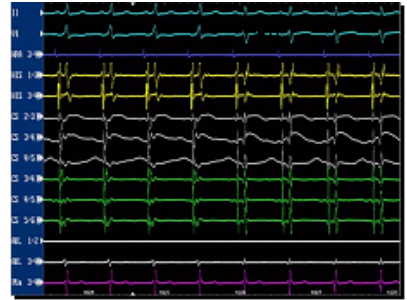


図3 画像例

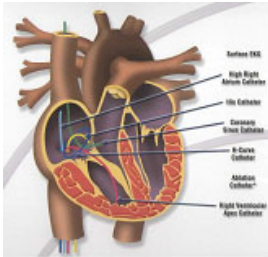


図4 電気生理検査電極位置

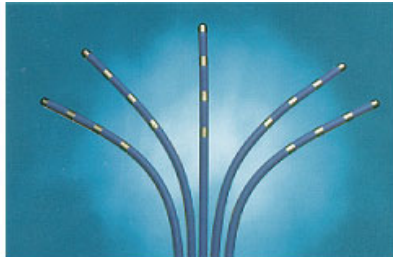


図5 Fixedタイプ電極カテーテル

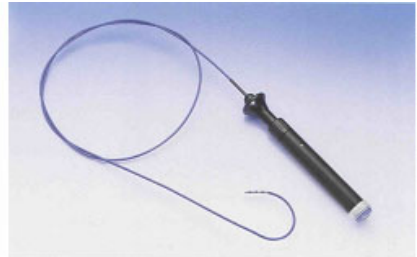


図6 Steerableタイプ電極カテーテル



図7 バスケットカテーテル



図8 Electro-anatomical Mapping system



図9 None-contact Mapping system



図10 None-contact
バルーンカテーテル



図11 カテーテルアブレーション用
高周波発生装置

自由投稿 — シリーズ 血管模型 —

腹部動脈模型作製 (II) — 上腸間膜動脈・腎動脈編 —

横浜市立大学医学部附属市民総合医療センター 放射線部

天内 廣/石川 栄二

はじめに

腹部動脈模型作製 (I) 腹腔動脈編から一年が過ぎ、連載となったこの自由投稿も無事 2 回目を迎えることとなった。前編では第一段階の基本模型作製、第二段階の枝分け、束ね、枝切り、テープ巻きを腹腔動脈の分枝まで紹介した。本編では引き続き上腸間動脈、腎動脈、卵巣 (精巣) 動脈の枝分け、束ね、枝切り、テープ巻きを完成させ、第三段階の整形、調枝、補修、第四段階の動脈名称のラベリング、そしてニススプレーを塗布して終了と、完成まで今しばらくお付き合い頂きたい。

動脈の立体解剖は文章や平面図だけでは、なかなか習得できないものである。前編でも述べたが、この機会に是非、模型作製を実践し日々の業務に役立てて頂ければ幸いである。

1. 枝分け, 束ね, 枝切り, テープ巻き

準備として、あらかじめ極細ワイヤー、フローラテープを 5cm 程度の長さにして 20 本ほど用意しておく。フローラテープを巻く際は、軽く引き伸ばしてから巻きつけるときれいに仕上がる。またテープを縦に切り、幅を半分にして巻くと細い血管に仕上がる。

1) 上腸間動脈

①主幹部 (図 1)

大動脈分岐部から 2cm 抹消で下腭十二指腸動脈 (以下 IPDA) 2 本を分岐させる。さらに 3cm 抹消を極細ワイヤーで固定し中結腸動脈 (以下 MCA) 5 本と空腸動脈 (以下 JA) 10 本の内、最初の 2 本 (図 1、ア) を分岐させる。さらに 1cm 抹消で 4 本 (図 1、イ) を分岐、もう 1cm 抹消を極細ワイヤーで固定し、残りの 4 本 (図 1、ウ) と右結腸動脈 (以下 RCA) 8 本を分岐させる。そこからさらに 1.5cm 抹消を極細ワイヤーで固定し回腸動脈 (以下 IC) 10 本と回結腸動脈 (以下 ICA) 9 本に分ける。大動脈分岐部から IA、ICA 分岐部

までをフローラテープ (茶色) で巻く。後下腭十二指腸動脈 (以下 PIPDA)、前下腭十二指腸動脈 (以下 AIPDA) は、図 1 で指定した長さで枝切りし、それぞれ後上腭十二指腸動脈 (以下 PSPDA)、前上腭十二指腸動脈 (以下 ASPDA) と吻合させ、IPDA とともにフローラテープ (赤色) で巻く。

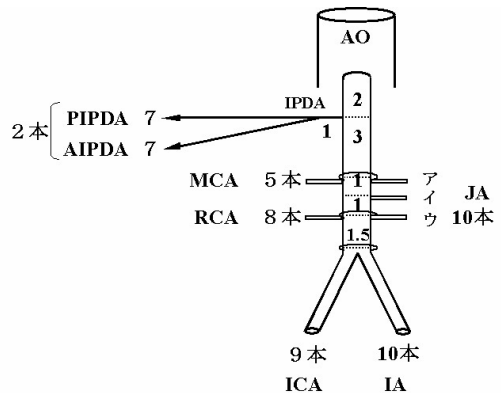


図 1 上腸間膜動脈主幹部 (数値の単位 cm)

②空腸動脈

図 2 のように指定された長さでワイヤーを折り曲げ、枝切りしたら、最後に二股に分かれる手前までフローラテープ (茶色) を巻き、先端までの約 10cm は、ワイヤーの細さを残すためそのままにしておく。ただし茶色のワイヤーを使用していない場合は先端まで巻く。

③中結腸動脈 (図 3)

ワイヤーを指定の長さで折り曲げたら、枝は切らずに分岐部を少し過ぎた所までフローラテープ (茶色) を巻いていく。先端は第三段階で右結腸動脈と吻合させるため最後までフローラテープを巻かずに残しておく。

④右結腸動脈

図 4 の様にワイヤーを折り曲げ、枝切りしたらフローラテープ (茶色) を分岐部まで巻き、先端

はそのまま残しておく。

⑤回腸動脈、回結腸動脈 (図5)

図に従い折り曲げ、枝切りしたら JA と同様に最後に二股に分かれる手前までフローラテープ (茶色) を巻き、先端までの約 10cm は、ワイヤーの細さを残すためそのままにしておく。ただし茶色のワイヤーを使用していない場合は先端まで巻く。また回盲動脈 (以下 CAE.A) のうち 1 本は第三段階で右結腸動脈と吻合させるため最後まで巻かずに残しておく。

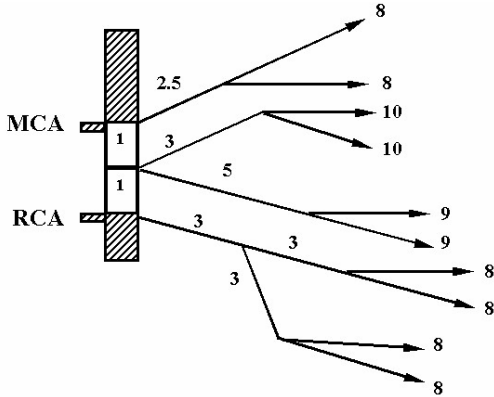


図2 空腸動脈の作製 (数値の単位は cm)

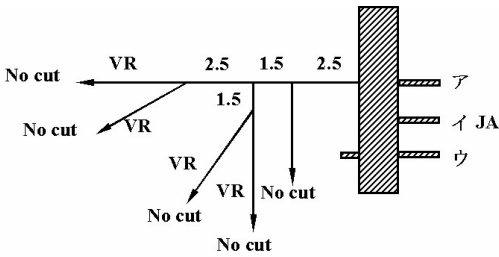


図3 中結腸動脈の作製 (数値の単位は cm)

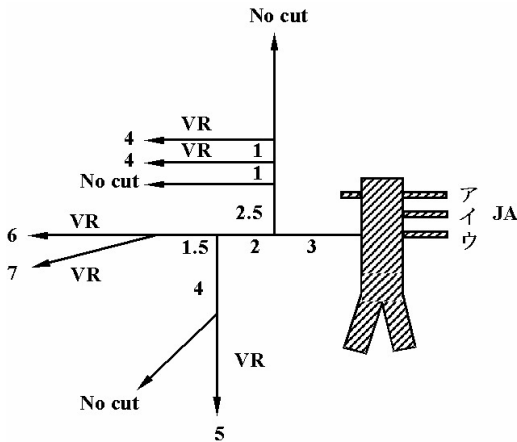


図4 右結腸動脈の作製 (数値の単位は cm)

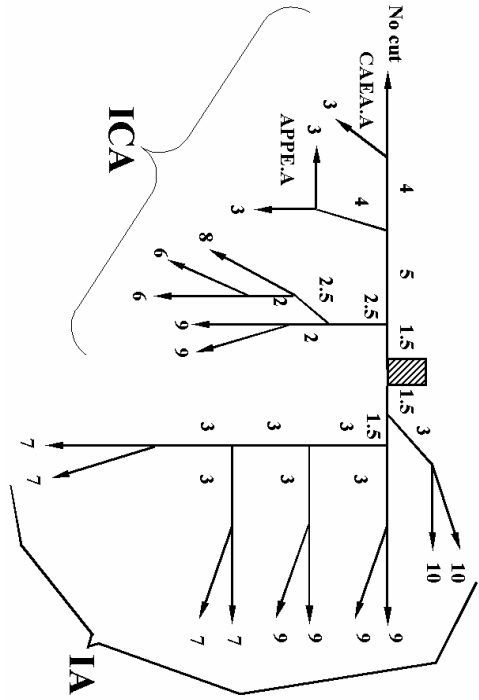


図5 回腸動脈、回結腸動脈 (数値の単位は cm)

2) 中副腎動脈 (図6)

大動脈の分岐部から順にフローラテープ (オレンジ色) を末梢まで巻く。

3) 卵巣 (精巣) 動脈、下被膜動脈 (図7)

大動脈の分岐部から卵巣 (精巣) 動脈 (以下 OA (TA)) をフローラテープ (枯れ草色) で巻き、下被膜動脈 (以下 ICA) は色を変え、フローラテープ (水色) で巻いていく。また先端は上被膜動脈と吻合させる。

4) 腎動脈

①主幹部 (図8)

右腎動脈 (以下 RRA) は、大動脈分岐から 1.5cm 末梢で上被膜動脈、下副腎動脈 (以下 SCA、IAA) 3 本を分岐させる。さらに 1cm 末梢から上極動脈 (以下 SPA) 2 本を分岐、さらに 1.5cm 末梢を極細ワイヤーで固定し前区域枝 (以下 ant.B) 10 本と後区域枝 (以下 post.B) 7 本に分ける。左腎動脈 (以下 LRA) は、大動脈分岐から 1.5cm 末梢で下副腎動脈 (以下 IAA) 2 本を分岐させ、さらに 0.5cm 末梢を極細ワイヤーで固定し ant.B 13 本と post.B 7 本に分ける。両腎動脈ともに大動脈分岐部から前後区域枝分岐部までの主幹部をフローラテープ (水色) で巻く。

②右腎動脈 (図9)

指定された長さで折り曲げ、枝切りしたら RRA から分岐する全ての枝を水色のフローラテープで巻いていく。ただし SCA は OA (TA) より分岐する ICA と吻合させるため、先端を 2cm ほど巻かずに残しておく。

③左腎動脈 (図10)

RRA と同様に枝切りまで進んだら IAA 以外の全ての枝を水色のフローラテープで巻いていく。ただし SCA は先端 2cm を巻かずに残しておく。IAA はオレンジ色のフローラテープで巻く。

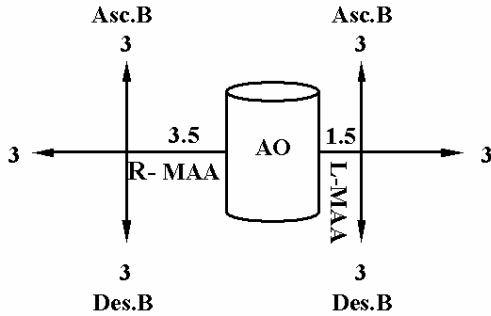


図6 中副腎動脈 (数値の単位は cm)

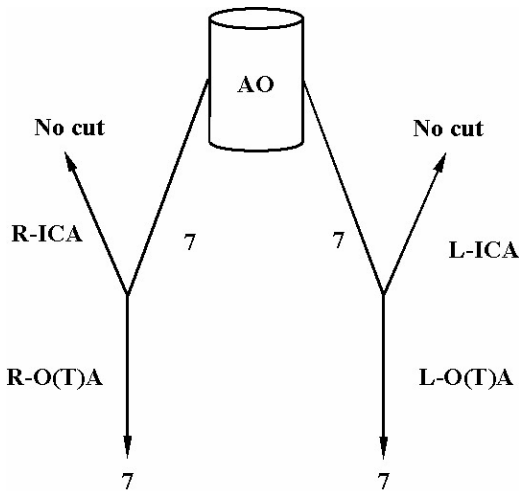


図7 卵巣 (精巣)、下皮膜動脈 (数値の単位は cm)

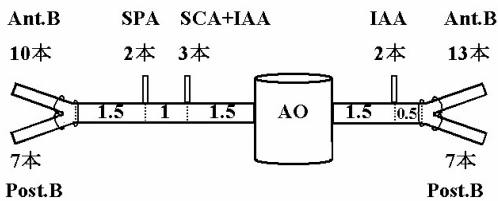


図8 腎動脈主幹部 (数値の単位は cm)

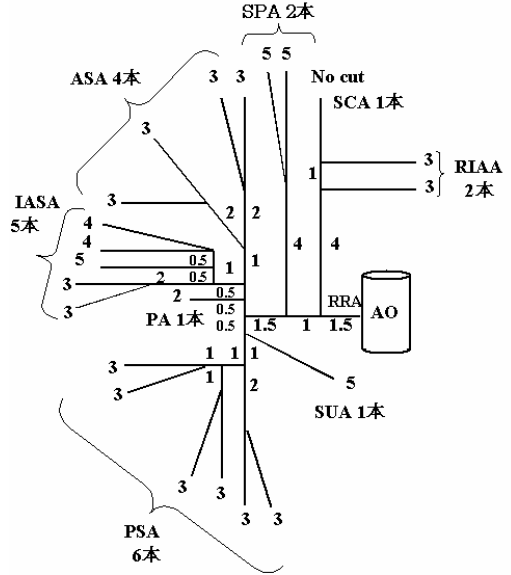


図9 右腎動脈 (数値の単位は cm)

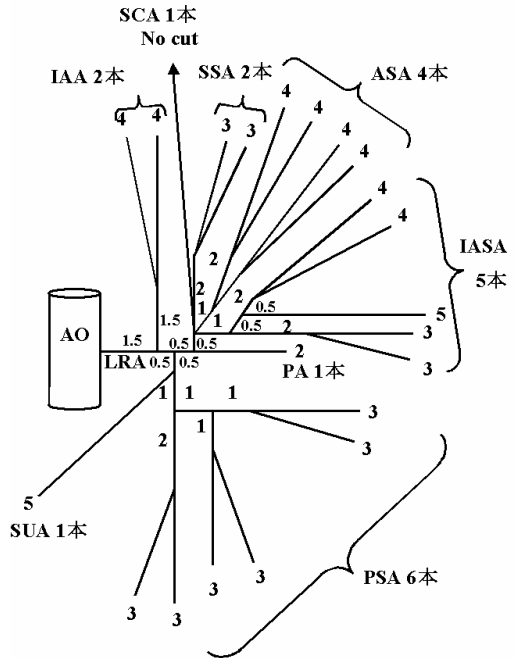


図10 左腎動脈 (数値の単位は cm)

2. 整形、調枝、補修

この第三段階では、解剖学の教科書を傍らに置き、各臓器の形状や位置を頭に浮かべながら動脈の走行を整えていく事でより深い立体解剖を理解できる。また枝の長さは多少の余裕を持って設定されている部分もあるため、この段階で不必要な

部分を切り落とす。

1) 下横隔膜動脈 (図 11)

腹腔動脈から最初に分岐して背面に向かい横隔膜の下面に沿って、肝臓、脾臓を上面から背面にかけて覆いかぶさる様に走行する。

2) 食道、胃、十二指腸、大網、脾臓

図 12 のように GA、GEA、脾臓の枝を、それぞれの色のフローラテープで吻合させながら整形していく。

3) 肝動脈

図 13 の様に枝を整形し、不要な長さの枝があれば枝切りして整える。

4) 脾動脈 (図 14)

SPA は胃と脾臓にそれぞれ動脈を分岐しながら脾臓を栄養している。SGA などは長めに設定されているため、この段階で適当な長さに切り落とす。

5) 上腸間膜動脈

MCA と RCA は複雑に吻合しているので図 15 を参考にしながらフローラテープ (茶色) で巻いていく。また VR、JA、IA、ICA はフローラテープを先端まで巻かずに針金に細さをそのまま利用する。先端は全体のバランスを見ながら枝切りして整える。

6) 腎動脈 (図 16)

AO から分岐して後方に走行する。ソラマメ状の腎の形状を思い浮かべながら前区域と後区域の枝を整える。SCA は両側ともに腎の外側を走行するように ICA と吻合させフローラテープ (水色) で巻く。

7) 中副腎動脈 (図 17)

副腎は腎の肩に乗った様な位置にある。ここへ向けて MSAA と SAA、IAA を集結させる。長さは、適当に枝切りして整える。

8) 卵巣 (精巣) 動脈、下被膜動脈 (図 18)

O (T) A は、AO 分岐後、下外方へ走行する。女性では骨盤の入口で内側へ走行し、男性では精巣まで下方へ走行する。ICA は SCA と吻合する。

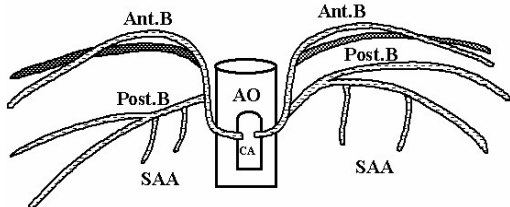


図 11 下横隔膜動脈 (IPA)、上副腎動脈 (SAA) の整形

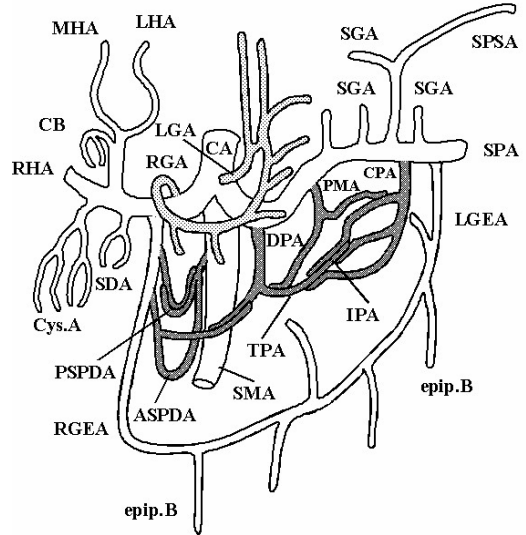
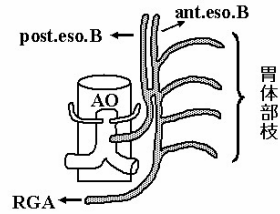


図 12 食道 (eso. B)、胃 (GA)、十二指腸 (PDA)、大網 (epip. B)、脾臓 (PA) の整形

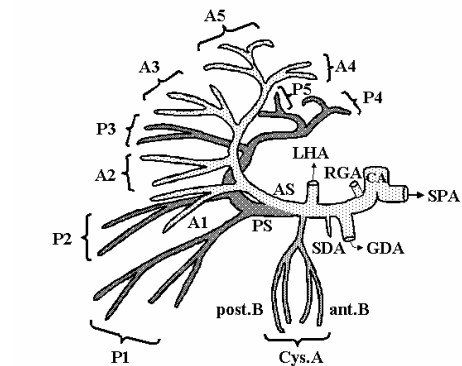
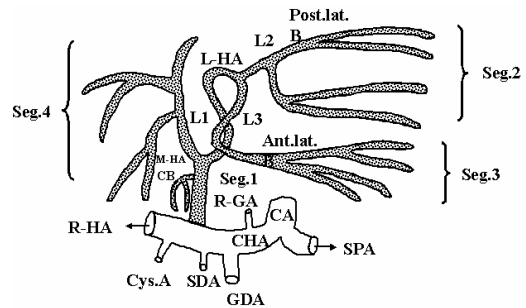


図 13 肝動脈 (CB、MHA、LHA、RHA) の整形

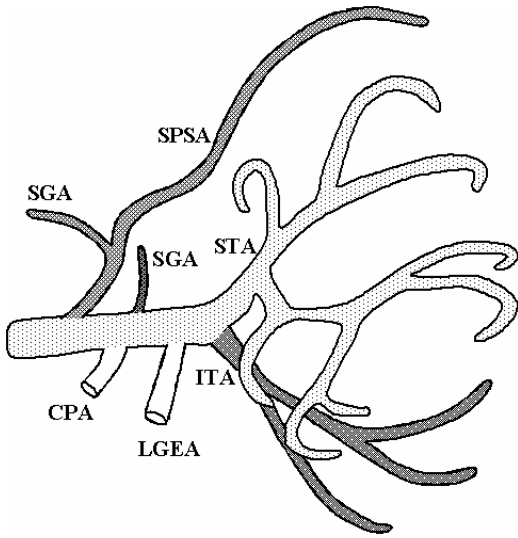


図 14 脾動脈 (SPA) の整形

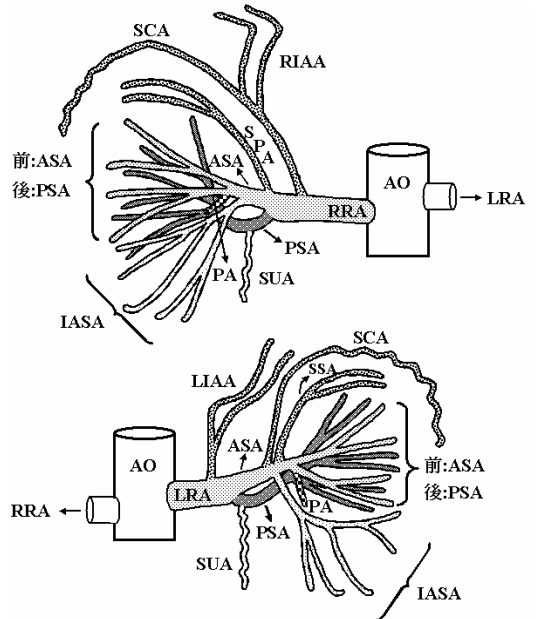


図 16 腎動脈 (RA) の整形

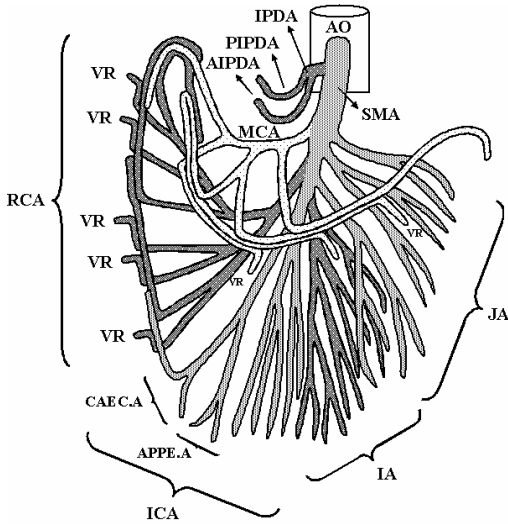


図 15 上腸間膜動脈 (SMA) の整形

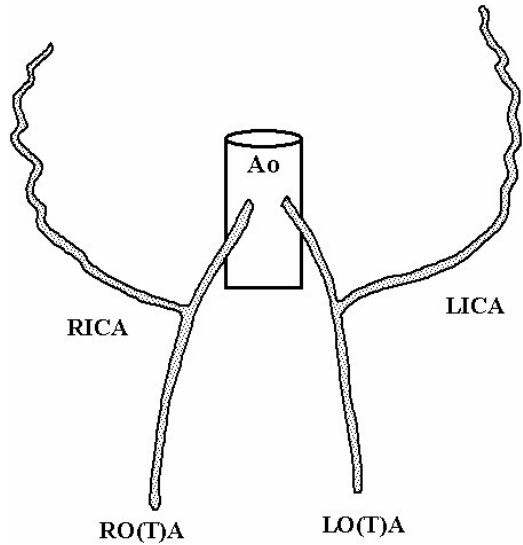


図 18 卵巣(精巣)動脈 (OA/TA)、下皮膜動脈 (ICA) の整形

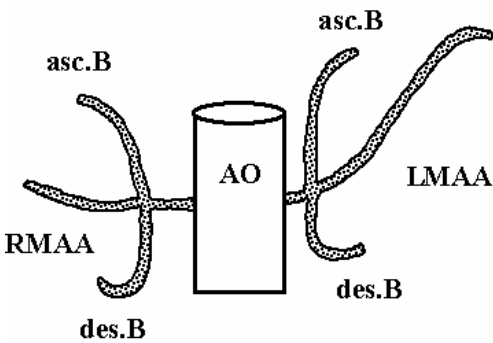


図 17 中副腎動脈 (MSAA) の整形

3. ラベリング、仕上げ (図 19)

動脈の略称を印刷した普通紙を適度な大きさにカットしフローラテープの上に直接、のり又はボンド等で貼り付ける (腹腔動脈編(会誌 14 卷)、表 1 にまとめた動脈の略称を縮小コピーして使用すると良い)。ニススプレーはムラにならないように離れた位置から軽く吹き付け、厚塗りほしない。

4. 最後に

今回紹介した腹部血管模型は合計 198 本の動脈を持ち、模型本体の作製や立体解剖の理解を深めるには、決して少なくない時間と労力が必要と思われる。しかし是非、実践して頂きたい。さらに言えば SMA から分岐する RHA などのバリエーションを加え、模型をさらに進化させて作製して頂ければ幸いである。

最後に 2 年間に渡って掲載の機会を与えて頂いた研究会編集局の皆様へ感謝いたします。

<参考・引用文献>

- 1) 腹部血管の X 線解剖図譜；平松京一編集，医学書院，1991
- 2) 分担解剖学 2，脈管系・神経系；金原出版，1990
- 3) X 線解剖学図譜；多田信平編著，マグブロス出版，1991
- 4) 腹部血管造影マニュアル；荒木力編集，南江堂，1992
- 5) これから学ぶ人のための実践！消化器血管造影法—肝・胆・膵—；武藤晴臣著，メディカルレビュー社，1995

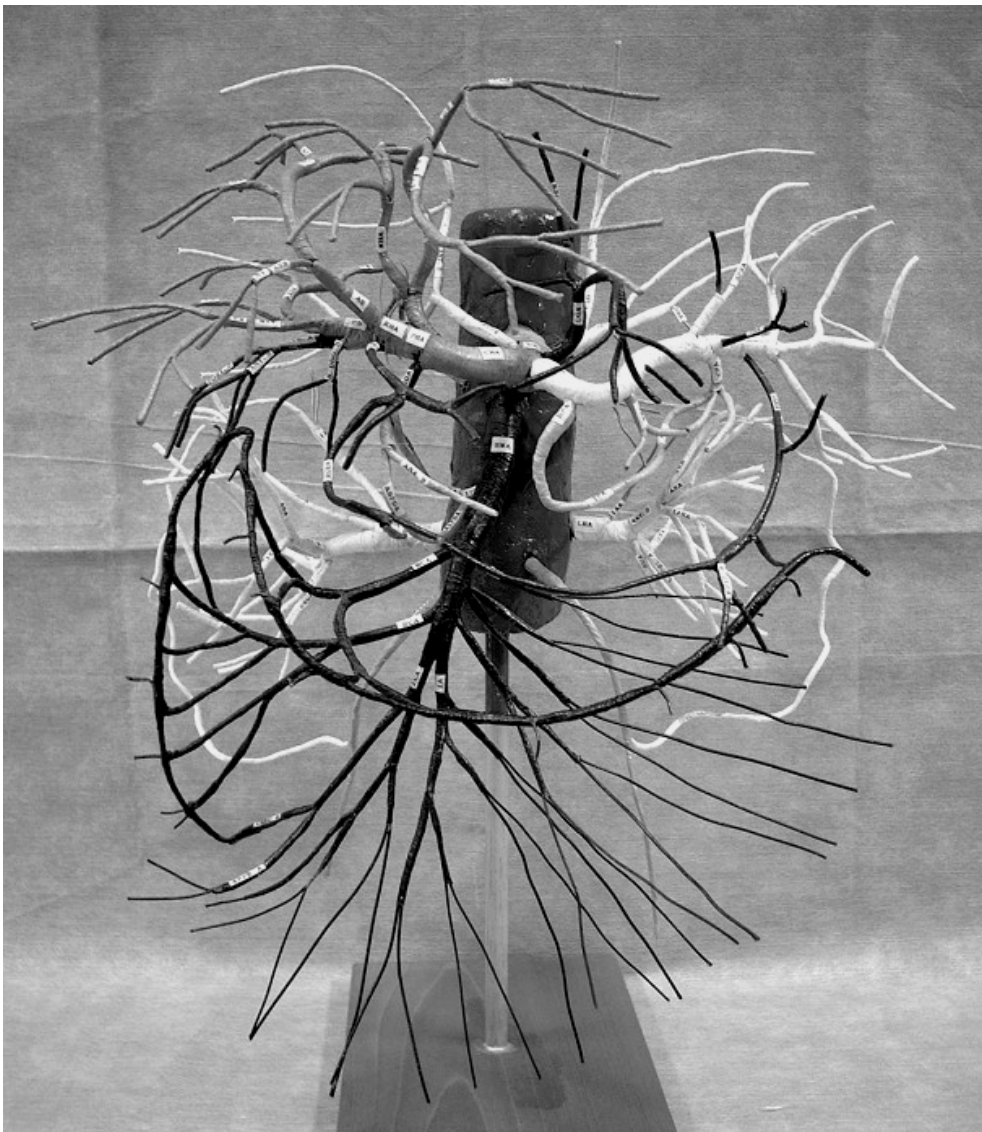


図 19 腹部血管(完成)模型

自由投稿

血管検査室感染対策についてのアンケート結果

NTT 東日本関東病院	塚本 篤子
	谷村 久美*
	若松 修
昭和大学横浜市北部病院	伊藤真紀子
	小堀 葉子*
昭和大学病院	高橋 寛治
	渡邊 恵美
	中澤 靖夫
埼玉県立循環器・呼吸器病センター	田島 修
埼玉県立小児医療センター	増田 和浩
横浜市立大学医学部附属市民総合医療センター	菊地 達也
	天内 廣
千葉県循環器病センター	佐藤 次男
	* 看護師

1. はじめに

血管検査室は、血管撮影という観血的検査を行うことから、術者およびスタッフの感染の危険性や院内感染の媒体となりうる可能性が他の放射線部門より高いと考えられ、血管検査室における清潔度の管理は、長らく手術室に準じる形で行われてきた。

1996年に米国疾病管理センター（Centers for Disease Control and Prevention : CDC）の感染予防策の基本的な手順と手技を包括した標準予防策（Standard Precautions : SP）および感染経路別予防策（Transmission-based Precautions）の概念が導入され、根拠に基づく予防策に変わりつつある。筆者施設でも、手術室、ICUなどでの更衣（医師や見学者および面会者の着替えなし）、履物（専用スリッパの撤廃）、粘着マット（廃止）や清掃方法および器材の扱いなどがずいぶん簡素化されてきている。血管検査室でもこの概念に基づいてこれまでの感染対策を見直す必要がある。

そこで、血管検査室における感染対策の現状を把握するため、アンケート調査を行った。本稿では、調査結果の中から診療放射線技師が関与していると考えられる項目について報告する。また、資料として標準予防策および感染経路別予防策について付記した。

2. 方法

2-1 調査対象

次の530施設にアンケートを発送した。

- ① 全国循環器撮影研究会および循環器画像技術研究会のメーリングリスト登録124施設
- ② ①以外で1998年循環器画像技術研究会アンケート調査「血管造影系の実態調査」対象施設から無作為に抽出した406施設。

2-2 報告内容

本稿では、以下の項目について報告する。

- 1) 回答施設の概要
- 2) 設備
- 3) 更衣
- 4) 手洗い
- 5) 器具等の取り扱い
- 6) 患者の感染情報
- 7) 医療スタッフの感染対策
- 8) 事故例
- 9) 意見

3. 結果

2-1で述べた530の施設にアンケートを送付し、回答数287施設、回答率は54.2%であった。

3-1 回答施設の概要

《病床数、検査件数》(有効回答施設 284)

アンケートに回答をいただいた施設の病床数別施設数を Fig. 1 に、検査件数別施設数を Fig. 2 に示す。

一週間あたりの検査件数は、心臓カテーテル検査(以下心カテ)を除く血管撮影は、週に 10 件以下の施設が 90%程度を占めるが、心カテでは週に 21 件以上行っている施設が約 20%あった。

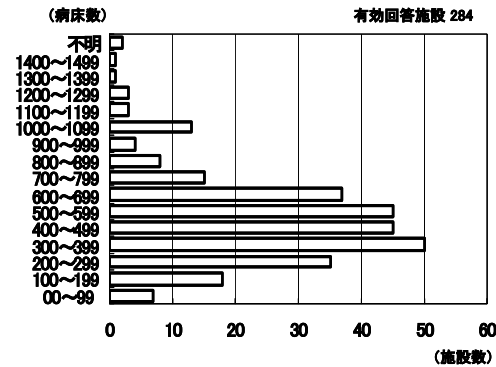


Fig. 1 病床数別施設数

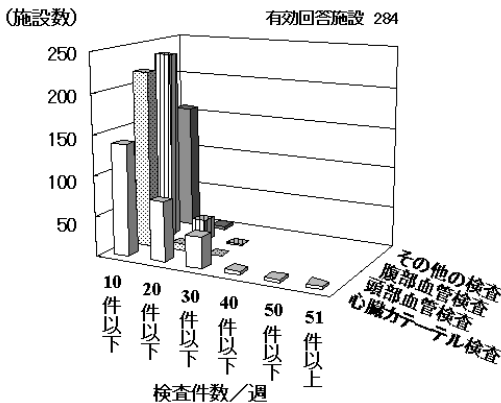


Fig. 2 検査件数別施設数

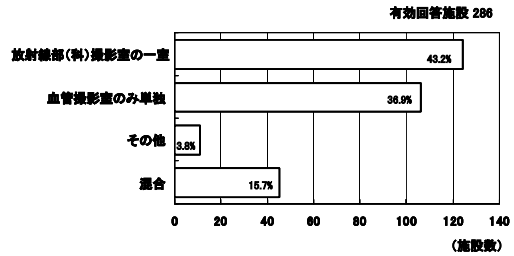
3-2 設備

《設置場所》(有効回答施設 286)

設置場所は、放射線部(科)撮影室の一室が全体の半数近くあり、単独設置が 36.9%という結果

であった (Fig. 3)。

単独設置の内訳は、血管検査室単独設置が 66 施設、手術室に隣接が 29 施設、ICU、CCU に隣接が 23 施設である。その他の回答の中では、手術室内が最も多く 6 施設であった。混合の施設は、2 室以上血管検査室を持っている施設の回答であり、全体の 15.7%を占めていた。その中で一番多いものは、放射線部(科)内の一室+単独で 38 施設であった。



(%)は、該当施設数/有効回答施設数を表す)

Fig. 3 血管検査室の設置場所

《クリーン度、換気、フィルターおよび撮影室内圧》(有効回答施設 クリーン度 274、換気 248、フィルター255、撮影室内圧 263)

日本病院設備協会規格では、普段医療行為が行われている場所を医療ゾーンとして5つにクラス分けし、清浄度と換気条件が規定されている。その中で心臓カテーテル室や血管検査室は準清潔区域に指定されており、一般病室、診察室、X線撮影室などの一般清潔区域とは区別されている

(Table. 1)。準清潔区域では一般清潔区域より高い清浄度が要求され、一般清潔区域よりも陽圧に保つようになっている。換気は、日本病院設備協会の病院空調設備の設計監理指針・HEAS-02 1998 で、外気量で 3 回/時間、全風量 10 回/時間が最小換気回数になっていて、最終フィルター比色率 80%以上(手術回復室等は比色率 90%以上)、微生物数平均 200CFU/m³以下(CFU: colony forming unit) が推奨されている。

Table.1 病院ゾーニング

医療ゾーン	高度清潔区域	ハイクリーン手術室、ハイクリーン病室
	清潔区域	手術室、材料部の既滅菌室、無菌製剤室、開創照射室
	準清潔区域	ICU、CCU、未熟児室、血管検査室、分娩室、手術部周囲区域(回復室)
	一般清潔区域	病室、診察室、人工透析室、通常新生児室、X線撮影室、待合室
	汚染管理区域	ICU管理区域、細菌検査室、解剖室、汚物処理室
一般ゾーン	一般区域	事務室、会議室、医局、食堂
	汚染拡散防止区域	便所、ごみ処理室

(日本医療福祉整備協会規格「病院空調設備の設計・管理指針1998」より抜粋)

アンケートの結果では、日本病院設備協会規格の準清潔区域までの施設が 210 施設あり、有効回答施設の 76.7%を占めていた (Fig. 4)。

換気に関しては回答施設の 53.6%で行われており、フィルターは 47.5%で使用されていた。また撮影室については、32.7%の施設で陽圧になっているとの回答であった (Fig. 5)。

準清潔区域と答えた施設数より、換気、フィルター、陽圧が整備されている施設数が少なく、日本病院設備協会規格の指針とは異なる結果であった。

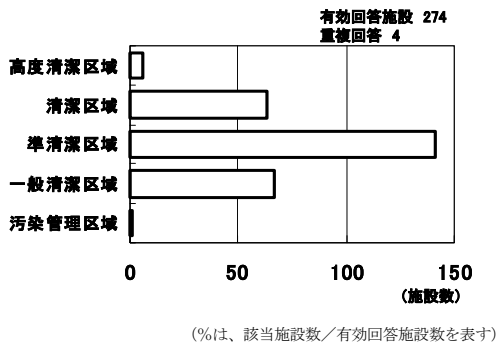


Fig. 4 血管検査室のクリーン度

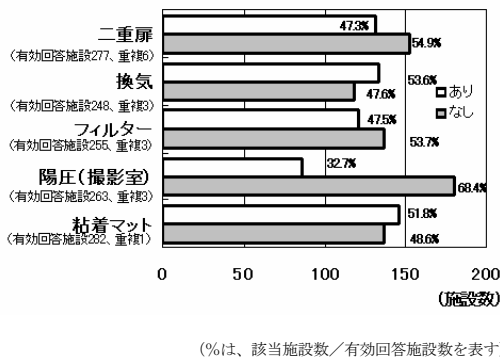


Fig. 5 血管検査室の設備

《 2重扉、粘着マット》

(有効回答施設 2重扉 277、粘着マット 282)

2重扉を使用している施設は、131施設 47.3%であった。

粘着マットを使用している施設は 146 施設 51.8%で(Fig.5)、粘着マットの交換の時期については、一日に一回が一番多く 33%、ついで検査毎が 16%を占めていた。交換する人は、64%の施設で看護師であった。診療放射線技師が関与している施設は、26施設 20.1%であった。

3-3 更衣

《ガウン、キャップ、マスク、手袋および履物について》(有効回答施設 表中に記載)

1) 術者について

ほとんどの施設で滅菌ガウン、キャップ、マスクおよび滅菌手袋を装着していた。術衣(カテ着)も 85%以上の施設で着用していた。専用シューズに履き替えている施設が 80%を超えており、シューズカバーは約 20%の施設で使用していた。シューズカバーを使用している施設には、感染症(+)患者の場合のみとの回答も含んでいる。

2) コ・メディカルスタッフおよび立会い医師・メーカーについて

キャップおよびマスクの着用は 70%を超える施設で行われていた。

3) 外部の見学者について

キャップ、マスクは約 60%の施設で着用していた (Table.2)。

全体を通じて専用シューズの履き替えの率が高く、履き替えを行っていない施設は 20%程度であった。

3-4 手洗い (有効回答施設 表中に記載)

血管造影検査の前後における手洗い状況、それぞれの割合を Table.3 に示した。

術者に関しては、標準予防策で定められている手袋を外した後の手洗いを行っていない施設が約 20%あった。また、診療放射線技師と看護師については、検査前後共手洗いを実施していない施設がそれぞれ25%、19%あった。

3-5 器具の取り扱い

《I.I.やインジェクターの滅菌カバー》

(有効回答施設 I.I.: シングルプレーン 258、パイプレーン 127、インジェクター284)

I.I.の滅菌カバーは、シングルプレーンでは「付ける」が 252 施設 97.7%、パイプレーンでは「両方に付ける」が 99 施設 78%、「正面のみ付ける」が 26 施設 20.5%という結果であった。全く使用しない施設もそれぞれ 6 施設、3 施設あった。

付ける理由としては、「術野やカテーテル、術者に触れる恐れがあり、清潔保持のために使用している」というものが最も多い結果であった。その他には「造影剤や血液によって I.I.が汚染されないように」や「術者が I.I.を操作するため」などの意見もあった。

付けない理由としては、「頭部血管撮影時、滅菌カバーが患者の顔に被さるため」との意見があり、側面に関しては、「患者に近づけないため」や「側面は不潔の領域なので」という意見があった。

インジェクターのカバーは、274 施設 96.5%の施設が使用していないと答えた。理由の多くは「延長チューブを使うので術者や滅菌物が不潔になる恐れがないため」であった。

《インジェクターシリンジや造影剤の取り扱い》
(有効回答施設 285)

インジェクターシリンジおよび造影剤は、一人ずつ変えるとの答えが約 96%であったが、インジェクターシリンジが 11 施設、造影剤は 13 施設で複数人に使用するとしていた。理由としては、「パワーインジェクターを使うため」や、「薬杯に移して使うため」などであった。

Table.2 更衣

(表中の値は該当施設数/有効回答施設数を表す)

	術者			診療放射線技師	看護師		臨床検査技師/ME	立会い医師	立会いメーカ	外部見学者
	放射線科医	外科医	内科医		直接介助者	介助者以外				
有効回答施設数	243	226	267	213	230	222	158	226	257	221
滅菌ガウン	93	95	94	4	11	2	7	5	0.7	1
術衣(カテ着)	86	85	87	46	44	38	40	31	27	11
未滅菌ガウン	5	5	3	7	7	10	8	16	23	25
キャップ	98	97	97	79	83	77	73	72	80	62
マスク	98	97	97	84	90	82	75	75	82	64
滅菌手袋	97	98	96	6	12	0.9	8	3	0.3	0.4
未滅菌手袋	2	2	2	16	22	20	15	4	19	1
ゴーグル	39	28	46	2	2	0.9	2	0	0	0.4
シューズカバー	26	18	24	3	3	2	3	1	0.2	3
専用靴(履替)	84	84	86	82	78	78	80	80	79	83
履替なし	16	16	13	17	17	22	20	20	21	17

(%)

Table.3 手洗い

(表中の値は該当施設数/有効回答施設数を表す)

		手洗いなし	石鹸	消毒薬	流水のみ	手洗いなし(全体)
術者 (放射線科医) (有効回答施設239)	前 (重複回答12)	8	12	27	8	3
	後 (重複回答19)	18	34	26	24	
術者 (内科医) (有効回答施設263)	前 (重複回答15)	7	10	28	5	5
	後 (重複回答20)	24	33	26	23	
術者 (外科医) (有効回答施設222)	前 (重複回答13)	7	12	25	7	3
	後 (重複回答19)	21	36	26	23	
放射線技師 (有効回答施設261)	前 (重複回答18)	37	34	34	18	25
	後 (重複回答24)	27	38	38	24	
看護師 (有効回答施設270)	前 (重複回答16)	29	35	35	18	19
	後 (重複回答24)	22	42	42	22	

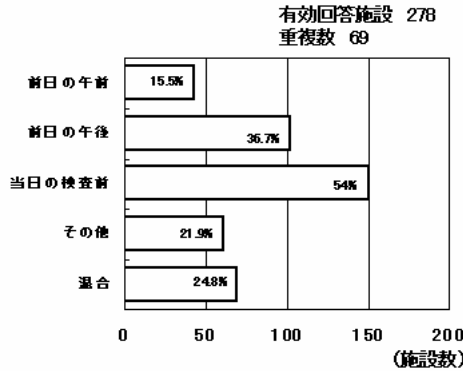
(%)

3-6 患者の感染情報

《取得時期、取得方法》

(有効回答施設 取得時期 278、取得方法 283、未検患者の取り扱い 282)

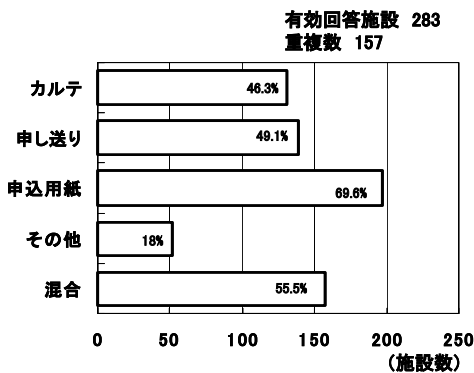
感染症の情報を得る時期については、当日の検査前が 150 施設 54%と最も多く、前日に情報を得ている施設が 52.2%あった。混合とは、2種類以上の時期に情報を取得している施設である (Fig. 6)。



(%は、該当施設数/有効回答施設数を表す)

Fig. 6 感染情報取得時期

取得方法では、看護師の申し送り用紙が一番多く 197 施設 69.6%を占めていた。その他の方法としては、放射線情報システム (Radiology Information System : RIS)、病院情報システム (Hospital Information System : HIS)より取得との回答が多くを占めており (Fig. 7)、半数以上の施設で2種類以上の方法により情報を取得している。



(%は、該当施設数/有効回答施設数を表す)

Fig. 7 感染情報取得方法

未検患者の取り扱いについては、88.7%の施設が感染症扱いで処理しているとの回答であった。感染症扱いでない施設の中には、結果が出るまで検査をしないという施設もあった。

3-7 医療スタッフの感染対策

《感染の連絡体制》

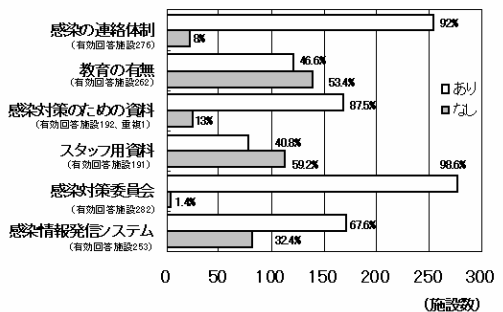
(有効回答施設 免疫検査 277、連絡体制 276)
免疫検査の有無に関しては、219 施設 79.1%で「あり」の回答であったが、「いいえ」の回答の中には希望者のみ実施しているものも含んでいる。

感染のおそれがあった場合の連絡体制は、254 施設 92%で「ある」との回答であった (Fig.8)。方法として一番多いものは、感染対策委員会などの回答であり、その内容としては、洗浄→報告→受診→採血→ガンマグロブリン等薬剤の投与および定期的なフォローであった。

《教育、教育方法》

(有効回答施設 教育 262、資料 192、血管検査室スタッフ用資料 191)

感染対策に関する教育は122施設 46.6%で行われているとの回答であった。方法としては、講義、勉強会形式が多く、次いでマニュアルを参照や資料配布等であった。スタッフ教育を行う人は感染対策委員が多く、次いで医師との回答であった。感染対策の資料に関しては、回答施設の 168 施設 87.5%で「あり」との回答であった。しかし、95 施設、全体の 33%が未回答であった。血管検査室スタッフ用の資料があるかとの設問に対する回答は、78 施設 40.8%が「ある」との回答で半数を割る結果であった。これも 96 施設 33.4%が未回答であった (Fig. 8)。



(%は、該当施設数/有効回答施設数を表す)

Fig. 8 感染対策

《感染対策の組織、情報発信システム》

(有効回答施設 感染対策の組織 282、情報発信システム 253)

感染対策に関する組織の有無については、278施設 98.6%とほとんどの施設が「ある」との回答であった。昨今の院内感染に対する関心の高さが伺える。しかし、情報発信システムは、67.6%と組織率に比べ低い結果であった。

3-8 事故例

アンケートに寄せられた血管検査室での感染や事故例では、針刺し事故や血液暴露の事故が多く見られる。針刺し事故は 22 例、そのうちの 5 例が感染例であった。針刺し事故のうち 1 件は清掃業者であり、針入れ容器より針が飛び出していたために起こった事故であった。血液の暴露事故は血液が目に入った例が 4 例であった。アンケートの中では、診療放射線技師が感染や事故を受けた事例はなかった。

患者が感染したという事例は 2 件あったが、原因および感染場所が同定できていないとのことである。

3-9 意見

《感染対策で最も大切なもの》

「感染対策で最も大切なことはなにか」という設問の回答で一番多かったのは、「患者の感染症の情報を得ることと、その情報を共有すること」であった。その他の意見は、「手洗いの励行」や「針刺しによる感染予防」、「院内感染、二次感染の予防」、「針刺しによる感染予防」、「スタッフの感染に対する自覚と知識の向上」などであった。

《感染対策についての意見》

感染対策に対する意見や困っていることを尋ねた回答では、「血管検査室のクリーン度は病院個々で異なるため、どのように区切ればいいのか不安である」、「カテ室全体の消毒に困っている」、「医者や看護師と違い診療放射線技師は確かにリスクは少ないが、感染対策を組織的に行っていない」、「外部から入ってくるメーカー担当者や立会い医師などがガウン着用せず入ってくる。どこまで、清潔、不潔に対しての環境を作ればいいのか」など、血管検査室の具体的な感染対策の方法に不安を持っている意見が多く寄せられた。

4. 考察

- 1) 血管検査室のクリーン度とその設備の回答で、整備されている設備の割合が少ない結果となったのは、ゾーニングに対する認識が薄く、指針と実運用を混同しているためと思われる。
- 2) 粘着マットを使用している施設が約半数あったが、手術部位感染防止ガイドラインには、「粘着マットの使用で靴やストレッチャーに付着した微生物は減らず、SSI（手術部位感染）の危険性も低下しない」との報告もあり、また、「2 時間に一回マットをはがさなければ粘着力が保持できない」と言われているため、マットとマットをはがす人の費用を考えると再考の余地はあると思われる。
- 3) ゴーグル、シューズカバーの着用は、患者の感染予防というよりは、術者自身の身を守るとの考えからか、医師の装着率が高くなっていた。
- 4) CDC の手洗いと環境管理のためのガイドラインでは「通常、壁や床などの環境表面には細菌汚染があるが、これらの環境表面の細菌が、患者や医療従事者に感染することはまれである。したがって、これらの環境表面を消毒したり、滅菌したりすることは不要である。しかし、日常的に汚れを取ることは必要である。」とある。
また床面の汚染の研究によると、「普通の履物、清潔にした履物およびカバーをつけた履物の三者で有意差は見られなかった」という報告もあり、シューズ履き替えも再考の余地があると思われる。
- 5) 診療放射線技師の 25%が血管造影検査の前後に手洗いをしていない。このことから、標準予防策で特に強調している手洗いの実施が、まだまだ検査室に徹底していないことが伺える。
手洗いの重要性を示す事例を呈示する。
撮影直前に速乾性擦式消毒薬による手洗いをを行い、MRSA 保菌者のポータブル撮影を行った。撮影後に手についた菌をパームスタンプで培養したものと、撮影直後に再度速乾性擦式消毒薬による手洗いをを行った後の菌を培養したものを Fig.9 に示す。MRSA 患者のポータブル撮影でこれだけの手指の汚染があり、また手洗い後でも菌が残っていることがわかる。「一処置一手洗い」の重要性の認識と、手洗い方法の徹底した教育が必要となっている。
- 6) 患者情報の取得は、RIS や HIS の導入によって情報収集が簡単にいつでも行えるようになり、

感染症などの情報を共有化する意味でも有用である。

- 7) 「一回の針刺し事故による感染確率は条件にもよるが、おおよそ HBV 30%、HCV 3%、HIV 0.3%」という報告もあり、標準予防策で提唱しているリキャップをしないことや、ゴーグルや手袋の着用、安全器具のきちんとした使用および徹底した教育などが望まれる。
- 8) 感染対策で最も大切なことが、「患者の感染症の情報を得ること、その情報を共有すること」であると言うことは、反面感染予防に対する情報の共有や認識を高めることがいかに困難かを示す意見であるとも受け取れる。
- 9) 血管検査室の具体的な感染対策方法に不安を持っている意見が多く寄せられたことは、血管検査室専用の感染対策マニュアルの整備が不十分であることや、予防策の基本的考え方である「標準予防策」と「感染経路別予防策」の理解が検査室に広がっていない状況が伺える。しかし、今年度の診療報酬改定で院内感染防止対策未実施減算の基準が変更になったため、感染予防対策に関する委員会の組織率はほぼ 100%になってきていると推察される。それに伴い、教育の実施やマニュアルの整備等も多くの施設で行われていくことと思われる。

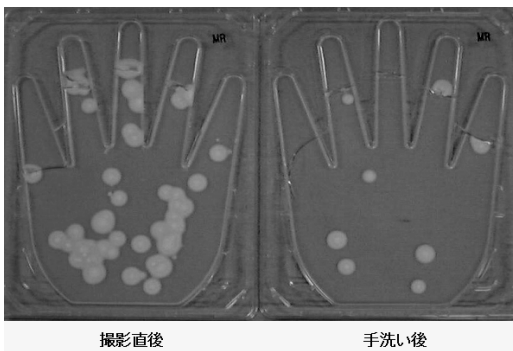


Fig. 9 MRSA 患者のポータブル撮影時のパームスタンプ

5. まとめ

- 1) 設備的には日本病院設備協会規格で提唱されている準清潔区域までに 76.7%の施設が含まれていた。しかしその設備基準である、陽圧、フィルターおよび換気の保有施設数の割合はそれより少ない結果であった。
- 2) 感染症の情報取得は 98.6%の施設で行っており、観血的検査を行うため感染予防に対する意

識は高いものと思われる。

- 3) 院内感染が社会的にも問題になっているためか、感染予防対策に関する委員会の組織率は 98.6%と高いものであった。
- 4) 感染対策に対する教育は 46.6%と回答施設の半数に及ばない現状であった。血管検査室スタッフ専用の感染対策マニュアルも回答施設の半数以上で整備されていなかった。
- 5) 病院内には院内感染対策委員会などの組織があるが、それに診療放射線技師が参加していない施設も多くみられる。個々には大変詳しい診療放射線技師もいることと思うが、全体を考えると医師や看護師の感染や感染対策に対する知識と診療放射線技師の知識とではずいぶん差があるように思われる。
- 6) 感染対策で大切なことはアンケート結果でも明らかのように多々あるが、今一番必要とされていることは、感染とその対策に対する系統だった教育であると思う。一人一人が正しい知識を持ち、自覚し実行していくことが感染予防に繋がる。

最後にアンケートにご協力頂いた全国循環器撮影研究会、循環器画像技術研究会、全国の施設の方々に深謝いたします。

6. 参考資料

6-1. 標準予防策と感染経路別予防策

1) 標準予防策とは

標準予防策は、1996年に刊行された CDC の“病院における隔離予防策のガイドライン”で初めて提唱された。

標準予防策の概念は、エイズの出現に起因した普遍的予防策 (Universal Precautions:UP/1985) に元々由来する。これは、1983年に公表された隔離予防策のガイドラインである血液・体液予防策 (Blood and body fluid precaution) を全ての患者に普遍的に適応するものである。普遍的予防策の概念は、その後生体物質隔離 (Body substance isolation:BSI/1987) によって血液、体液のみならず、喀痰、尿、便、膿などすべての湿性生体物質 (ただし、唾液、汗を除く) まで拡張された。

1996年に従来の感染経路別予防策の見直しとともに、非特異的感染対策の用語として新しく標準予防策が使用されることとなった。従来の普遍的予防策や生体物質隔離と違って、標準予防策では手洗いの優位性が強調されている。この標準予

防策を感染予防の基本戦略として、これを土台にして次に感染経路別予防策がとられることとなった。

2) 標準予防策の内容

①手洗い

標準予防策では、石鹼による手洗いが原則である。次のような場面での手洗いが勧告されている。

- a) 湿性生体物質（血液、体液を含む）に触れた後
- b) 患者ケアの前
- c) 手袋をはずした後

また、手洗いの後、蛇口は素手で閉めず、ペーパータオルを使って閉めることが推奨されている。

注) 2001.11 CDCはウェブサイトで新しい手指消毒のガイドラインの草案を提示した。そこでは目に見える手指感染がある場合には流水と石鹼を使用するが、日常的な手指衛生にはアルコールを主体とした速乾性擦式消毒薬がスタンダードと考えられるようになってきた。

②手袋

次のような場面では清潔手袋（滅菌していないものでよい）を使用する。

- a) 湿性生体物質やそれらで汚染された物品、器具に触る時
- b) 粘膜や傷に触る時

また、使用後は外し（廃棄し）、手を洗い、次の患者ケアや業務に従事する時は新しい手袋を使用する。

③マスクおよびゴーグル

患者ケア中に、湿性生体物質の飛沫が顔面に飛んできて、目、鼻および口の粘膜に付着するのを防ぐためにマスクを使用する。標準予防策レベルは普通のマスクでよい。

④エプロンおよびガウン

患者ケア中に、湿性生体物質で、皮膚や白衣等が汚染しそうな時は、エプロンおよびガウンを着用する。エプロンおよびガウンは湿性生体物質の透過を防ぐため防水性でなければならない。したがって、布製ではなくプラスチック製が推奨される。汚染されたエプロンおよびガウンは、環境表面への汚染を防ぐため直ちに廃棄し手を洗う。

⑤患者のケアに使用した器具

患者の血液、体液で汚染された器具を操作、洗浄する時は、バリアーとして手袋やプラスチックエプロンなどを着用する。ディスプレイ製品は適切に廃棄する。リユースするものは十分に洗

浄し、適切に消毒、滅菌する。

⑥環境対策

床などの環境表面は、特別に汚染されない限り日常的な消毒は不要である。しかし、日常的な清掃は十分に行う。床が血液などの湿性生体物質で汚染された時は、手袋を着用し、乾いたペーパータオルで拭き取る。使用したペーパータオルは所定の感染性廃棄物袋に捨てる。

⑦リネン

汚染されたリネンは、周囲を汚染しないように運搬し、適切に消毒する。熱水消毒が推奨される。

⑧針刺し事故対策

使用後注射針など、血液汚染をした鋭利物を廃棄する時は、針刺し事故などを起こさないよう適切に処理する。リキャップは原則として禁止であるが、どうしてもリキャップしなければならない場合は専用の器具を使い、安全な方法（片手すくい上げ法、Greenの方法、Andersonの方法、Fiskの方法およびへの字型挿入法など）で行う。

6-2 感染経路別予防策

“病院における隔離予防策のガイドライン”では、感染経路として接触、飛沫、空気、一般媒介物および昆虫の5つのタイプに分け解説を加えているが、これらの感染経路のうち特に重要な感染経路としては、接触感染、飛沫感染および空気感染が挙げられる。感染経路別予防策は、感染力の強い重篤な病態を起こす感染症に対して勧告されているもので、標準予防策に追加して用いられるものであるため、いずれの場合にも標準予防策を遵守することが大切である。

1) 接触感染防止対策（MRSA：メチシリン耐性黄色ブドウ球菌、O157、疥癬、ウイルス出血熱など）

患者との直接接触や環境表面や治療器具などとの間接接触によって伝播する可能性が高いと考えられる微生物による感染症（あるいは感染症の疑い）の場合に適用する。

a) 患者配置

- 個室に入れる（原則として）、できない場合は集団隔離（同一微生物）
- 専門家に相談（微生物疫学者と患者数を考慮）

b) 手袋と手洗い（標準予防策に加え）

- 部屋に入る時着用（清潔・非滅菌で可）
- 便・創部排膿（汚物）接触時交換

○患者から離れる際、手袋をはずし、消毒薬で手洗い

○手が環境表面や物品に触れないように注意

c) ガウン (標準予防策に加え)

○患者・環境表面・物品との接触が予想される場合、部屋に入る時着用 (清潔・非滅菌で可)

○ガウンを脱いだ後、衣服が環境表面や物品に触れないように注意

d) 患者の移送

○必要な場合のみに制限

e) 患者使用器具

○できれば専用 (医療器具、体温計や聴診器等)

○専用ができない場合は他の患者に使用する前に消毒

2) 飛沫感染防止対策 (インフルエンザ、髄膜炎、アデノウイルス、ムンプスなど)

a) 患者配置

○個室に入れる (原則として)、できない場合は集団隔離 (同一微生物)

○ベッド間を約 1m 以上離れた技術的隔離

○特別な空調や換気は不必要

○ドアは開けたままで可

b) マスクの着用 (標準予防策に加え)

○患者の 1m 以内に接近する時、あるいは医療行為をする時はマスクを着用 (外科用あるいは紙マスク)

c) 患者移送

○必要な時のみに制限

○移送する場合は外科用マスク等の着用

○周囲への感染伝播が最小限になるような対策

3) 空気感染防止対策 (麻疹、水痘、結核など)

a) 患者配置 (空調対策)

○病室の陰圧維持

○1 時間に 6~12 回の換気

○排気に際し高性能フィルターの設置、もしくは適切な戸外への排気

b) レスピラトリー・プロテクションの実施

○高性能な濾過マスク (N95) を着用する (免疫の有無、既感染のチェック、ワクチン接種、BCG 接種)

c) 患者移送

○必要な場合のみに制限

○外科用マスク等の着用

ー 参考文献 ー

○ 小林 寛伊監修：病院における隔離予防策のための CDC 最新ガイドライン.インфекションコントロール別冊、メディカ出版.1996.7.

○ 小林 寛伊監修：医療従事者の感染対策のための CDC ガイドライン.インфекションコントロール別冊、メディカ出版.1999.12.

○ 辻 明良：感染制御の基礎知識、メディカ出版.2001.2.

○ 小林 寛伊：病院感染対策 Q&A、照林社.2001.2.

○ 日本環境感染学会監修：病院感染防止マニュアル、薬事日報社.2001.3.

○ 特集手洗いコンプライアンスを高めよう.インфекションコントロール、メディカ出版.2002.8.

症例報告

放射線被曝により脱毛をきたした大型脳動静脈奇形 に対する塞栓術の一症例

千葉県循環器病センター 放射線科 今関 雅晴

1. 要約

巨大脳動静脈奇形は手術治療が困難なことが多く、現時点ではガンマナイフ治療を可能とするための前治療として血管内手術を選択することが多くなっている¹⁾。1回あたりの治療時間は数時間に及ぶことがまれでなく、それに伴い被曝線量も増加し、しかも複数回にわたり治療を行っているのが現状である。現在、当センターで行われている血管内治療における治療手技と技術的工夫および問題点について報告する。

2. はじめに

脳動静脈奇形(arteriovenous malformation 以下 AVM)とは動脈が毛細血管を介さずに直接に静脈と交通したものであり、その接合部の異常に拡張した血管網はナイダスと呼ばれている。出血予防の治療目標はナイダスを消失させることにあり、そのために開頭による動静脈奇形摘出術が行われてきたが、術中に大量の出血を伴ったり血腫形成および脳腫張を引き起こし困難を極めることがまれでなかった。近年、マイクロカテーテル、ガイドワイヤー、塞栓物質の開発が進み、血管内治療によりナイダスを塞栓、縮小させてガンマナイフ治療と組み合わせることにより非観血的な治療が可能である症例が増加している。この疾患の年代層は広く、特に被曝量低減の必要性が高い若年層においては注意を要しなければならない。今回は放射線被曝により右後頭部に脱毛をきたした巨大 AVM の血管内治療について報告する。

3. 方法

- ①患者を寝台に寝かせた後、患者皮膚吸収線量を計測するために熱蛍光線量計 (Thermo luminescent Dosimetry 以下 TLD) を前頭部、側頭部、後頭部、前頸部、後頸部および骨盤部に貼付する²⁾。
- ②頸部脳血管まで誘導カテーテルを進め、その中

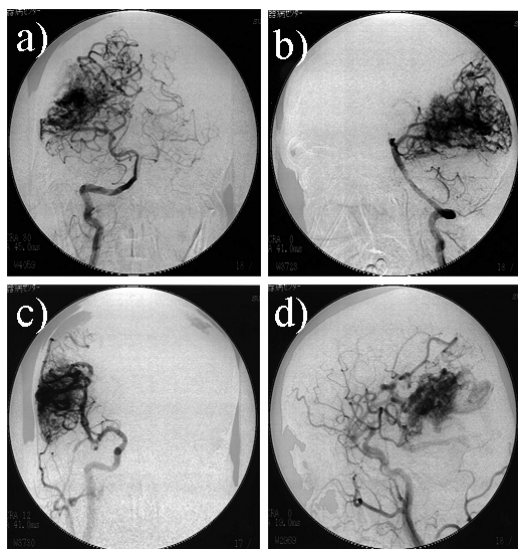
にマイクロカテーテルを進める。次に誘導カテーテルから造影シロードマップを作成する。これを利用してガイドワイヤーを用いて透視下にて目的とする部位までマイクロカテーテルの先端を導く。

- ③マイクロカテーテルをナイダス近傍の流入動脈まで進め造影を行う。造影所見上で閉塞可能であれば流入動脈がナイダスのみに流入する終末動脈なのか、もしくは正常脳組織を栄養する通過動脈なのかを調べるために塞栓する血管にイソミタールを注入し、運動麻痺および感覚障害などの神経症状がないかどうか誘発試験を行い確認する。
 - ④陰性であれば、造影剤を含む液体塞栓物質 (オイドラギッド E など) を注入し DSA 撮影下にナイダスの染まりを確認して注入量を調節する。また、高流量の AVM に対しては固体塞栓物質としてコイルを併用することもある。
 - ⑤誘導カテーテルより確認造影を行い塞栓後のナイダスの形状を観察および神経症状に異常がないか確認を行う。
 - ⑥目的とする血管へ再び選択的にマイクロカテーテルを挿入し②から⑤までの繰り返しとなる。
 - ⑦治療終了の目安として被曝限界量に考慮しつつ、急激な血行動態の変化が起きないように一回あたり 3~4 本の流入動脈からの塞栓にとどめるようにする。治療終了後、TLD を回収し皮膚被曝線量を計測し記録する。
 - ⑧一定の期間経過後、ナイダスの大きさや流入動脈の数に応じてガンマナイフ治療が行えるサイズ (ナイダスの大きさが 3cm 以下、体積 10ml 以下) になるまで複数回に分けてこの治療術が繰り返される。
- *オイドラギッド E: この物質はオイドラギッド E、エタノールおよび血管造影剤からなるイオパミドールからなり、血液と混合すると急速に凝結する性質がある。またカテーテルとの接着性がない

いため NBCA などの液体塞栓物質に比べ安全に利用することができる³⁾。

4. 症例

17歳、男性、2000年1月26日に痙攣発作出現。他病院にてAVMと診断され当センターに紹介される。血管造影所見では右内頸動脈および右後大脳動脈を流入動脈とする巨大AVMであった(図1)。ガンマナイフ治療が行える大きさまでナイダスを縮小させる目的で2001年2月より2002年8月現在に至るまで計4回もの血管内治療を行った。



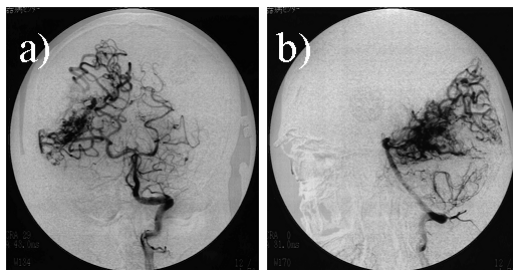
a) 椎骨動脈正面像 b) 椎骨動脈側面像
c) 総頸動脈正面像 d) 総頸動脈側面像

図1 塞栓前のナイダスの形状

5. 結果

2002年8月現在、ナイダスは縮小しているもののガンマナイフ治療が行えるサイズには至ってはいない(図2)。また2001/07/27の血管内治療後から数日後に右後頭部に放射線障害と思われる頭髪の脱毛が生じてしまい、約1ヶ月後に頭髪は回復した。その他CT、MRI上にて治療に伴う出血、梗塞像は認められずに退院している。今後も放射線障害の回復を待ち、血管内治療によりナイダスの縮小をはかる予定である。しかしナイダスの形態が動脈本幹より直接細い流入動脈が出ている部分が多くあり、周囲脳への塞栓物質迷入を避けることを考えると塞栓可能な流入動脈が少ない。また生涯出血率⁴⁾を考えると将来は外科的治療な

ども選択肢として考慮すべきと思われる。



a) 椎骨動脈正面像 b) 椎骨動脈側面像

図2 2002年8月現在の塞栓後の形状

6. 技術的考察

—固定具について—

神経症状を確認しながら治療するため軽い鎮静のみの麻酔となり体動によるアーチファクトが予測される。通常は頭部の形状である発泡スチロールを固定具として使用しているが長時間使用すると後頭隆起部に不快感を生じる場合が多い(図3)。そのため頭部の固定は長時間使用しても不快感を起こさず、体動によるアーチファクトが極力抑えられるようなスポンジ入りの固定具を使用する(図4)。

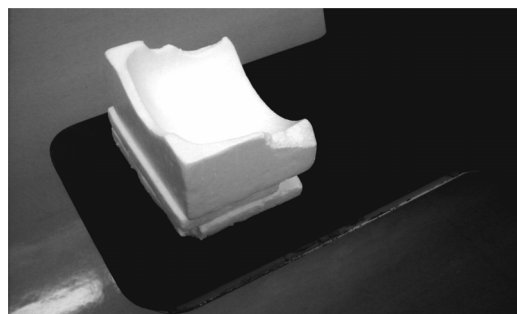


図3 発泡スチロール素材の頭部固定具

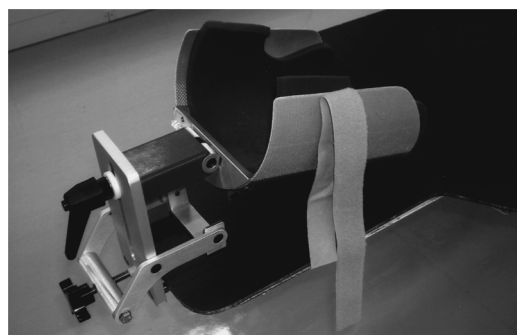


図4 スポンジ入りの頭部固定具

借りて深謝いたします。

参考文献

- 1) 宮坂和男, 他: 脳・脊髄血管造影マニュアル, 南江堂, 240-250, 1999
- 2) 栗井一夫, 磯見正見, 他: 血管撮影領域における放射線被曝と防護, 日本放射線技術学会, 15-17, 1999
- 3) 山下耕助, 滝和郎, 他: 新しい液体塞栓物質 (Eudragit-E) を用いた脳動静脈奇形の血管内手術, 第9回日本脳神経血管内手術研究会講演集, 181-190, 1993
- 4) 平井伸治, 山浦晶: 脳動静脈奇形の自然歴と治療方針; 出血性と非出血性, 脳と循環, Vol.4 No.3, 1999-7
- 5) 今関雅晴: 循環器画像技術研究, 87-90, No.19, 2001
- 6) 加藤京一, 田島修, 他: 循環器被ばく低減セミナーテキスト 2000

表1 TLDによる皮膚被曝線量測定結果

TLD 設置場所	2001/02/23	2001/07/27	2002/03/27	2002/08/06
左後頭部		111.4 mSv	34.8 mSv	45.7mSv
右後頭部		190.4 mSv	62.2 mSv	92.1mSv
左前頭部		51.55mSv	49.22 mSv	52.06 mSv
右前頭部				
左側頭部		16.23 mSv	20.1 mSv	12.21 mSv
右側頭部		38.51 mSv		34.12 mSv
左前頸部		22.14 mSv	5.1 mSv	7.5 mSv
右前頸部		33.12 mSv	9.5 mSv	14.26 mSv
左後頸部		77.97 mSv	23.7mSv	26.53 mSv
右後頸部		93.9 mSv	32.2 mSv	42.64 mSv
骨盤部		35.6 μ Sv	9.5 μ Sv	12.5 μ Sv
透視時間(正側)	約 180min	254.7min	39.1min	29.1min
面積線量計値		777.43Gycm ²	455.12 Gycm ²	477.13 Gycm ²
検査時間	255min	260min	240 min	225 min
造影剤使用量	100ml	180ml	150ml	150ml

2001/02/23での計測は行わなかった。また TLD の位置が病変部と重複してしまう個所の計測は行わず空欄とした。X線装置は東芝社 AREX-G1722、面積線量計は東洋メデック社 PTW-DIAMENTOR、付加フィルターは 0.2mmCu+1mmAl を使用した。

推進母体活動報告

北陸アンギオ研究会

金沢循環器病院 放射線科 米沢 正雄

現在の活動状況は講演会、セミナーをそれぞれ年に1~2回開催しております。以下最近の活動をお知らせいたします。

○ 第10北陸アンギオ研究会セミナー

日時：平成14年 2月9日(土) 9時00分～
21時00分
平成14年 2月10日(日) 9時00分～
15時30分

場所：内灘町サイクリングターミナル

内容：『脳血管模型作成』 参加 31名

関西循環器研究会の4名の講師(田辺 智晴、行 正剛、福西 康修、佐野 敏也)と北陸アンギオ研究会の2名の講師(脇沢 雅之、橋浦 信行)の指導のもと行われました。大半は夜中1時ごろまで作業をしておりましたが、夕方ではほぼ出来上がった人も中にはいました。最後は講師の先生方の応援を受け、目標の全員完成を達成することができました。模型の完成が最終目標ではなく、間違いに気づいたり、臨床の場面でバリエーションに気づいたりするのが勉強という講師の言葉が印象に残っています。とにかく、一人では到底2日間では完成させることはできなかつたと思います。仲間がいたから、そして指導していただいた講師の先生方のおかげだと感謝しています。

今年の北陸は温かく雪が積もることはほとんどなかったのですが、セミナーの夕方から朝にかけてめずらしく雪が降り積もり、一面の銀世界になりました。

後日談では、参加者の作品は、教授回診に御拝する作品や患者さんへの説明、新人、学生への説明など即教育・臨床の場で役立つ作品が多いようです。中には売ってくれと言われていた作品もあるとか。参加されなかつた会員からアンコールの声が聞こえてきました。



日本海がすぐ近くのセミナー会場



脳血管模型作成風景



真剣さと和やかさが混じった光景



模型作成後の記念撮影
(この頃には雪は溶けました)

○ 第11 北陸アンギオ研究会セミナー

日 時：平成 14 年 3 月 2 日（土）9 時 00 分～
17 時 00 分
平成 14 年 3 月 3 日（日）9 時 00 分～
15 時 30 分

場 所：金沢大学医学部附属病院

内 容：

『肝の血管造影診断と IVR 治療』

金沢大学医学部 放射線科 寺山 昇 先生

現在の肝疾患の診断について基本的なことから、CT アンギオを使用した診断と治療について講演していただきました。

『動脈瘤に対する IVR』

金沢大学医学部 放射線科 真田 順 先生

ステントを使用した動脈瘤の治療は全身いろいろなところに応用されていることが分かりました。シェーマと多くの症例を中心に講義され、解りやすく、たいへん興味深い話でした。

『放射線部における患者接遇の課題』

接遇インストラクター 末松 由里子 先生

「サービス業における接遇の基本」

いろいろな病院の取組み、何度か入院をされた経験から患者様の立場にたっているいろいろな場面における対処方法が講義された。

「放射線部における患者接遇の課題」

実際の撮影室、透視室、CT 室、MR 室でロールプレイを行い、記録した VTR を全員で見つて評価した。

第 9 回北陸アンギオ研究会総会及び第 18 回北陸アンギオ研究会学術講演会

平成 14 年 5 月 26 日（日）

会場 石川県立中央病院健康教育会館

学術講演会

— テーマ『救急医療で必要とされる技術』 —
『救急医療における画像診断』

講師：大阪府立泉州救命救急センター所長

横田 順一朗 先生

『救急患者の特徴と対応』

講師：大阪府立泉州救命救急センター看護師長

瀬戸島 さち江 先生

『救急医療における撮影技術』

講師：大阪府立泉州救命救急センター放射線技

師長

坂下 恵治 先生

医師はどのような時にどのような画像を求めているか、またどういうモダリティを、どういう順序で使用するか理論的にお話していただき、看護師の立場から放射線技師に求められる事や現場での工夫などを紹介していただきました。そして技師として実際に画像診断を行なう際の注意点や考え方を各部位ごとに実例や論文を交え理論的に話しをして頂きました。改めて全体を見る事を思い出させてもらいました。また、周りのスタッフと話をするためや検査を確実に進めるためには生化学データのことも少しは知らないといけないと反省させられました。

推進母体活動報告

東海循環器画像研究会

社会保険中京病院 放射線部 可児 敏廣

東海循環器画像研究会は、当初東海シネ撮影技術研究会として平成5年(1993年)に発足する。平成9年(1997年)に現在の東海循環器画像研究会と改名して来年で10年目を向える。

当研究会は年2回の研究会とサマーセミナーを企画している。企画趣旨は血管撮影室に勤務するスタッフが日常業務を円滑に回せるような知識の習得であり、参加者は放射線技師、看護師、臨床工学士、業者の方など趣旨に賛同してくださる方なら誰でも参加できる。

下記に昨年度の活動内容を報告する。

平成13年度活動報告

研究会

第16回 平成13年6月30日(土)14:10~17:00

会場：名古屋大学医学部4階 第3講義室

内容：

講演「最新回転3Dアンギオシステムについて」

株式会社島津製作所

東芝メディカル株式会社

シーメンス旭メディック株式会社

GE 横河メディカルシステム株式会社

フィリップスメディカルシステムズジャパン

特別講演「回転3Dアンギオの有効性と最先端の脳血管内手術」

講師 国立循環器病センター 脳血管外科
村尾 健一先生

ワークステーション展示

「回転3Dアンギオワークステーションに触ってみよう」

ご講演頂いた各社に、回転3D用ワークステーションの実機を用意していただきました。

参加者：77名

サマーセミナー

平成13年10月27日(土)14:00~17:00

会場：名古屋大学医学部4階第3講義室

内容：

講演「心筋梗塞の発症から治療まで」

講師 名古屋大学医学部附属病院第二内科
松井 英夫先生

講習「救急蘇生のABC」

講師 名古屋大学医学部附属病院救急部
高橋 英夫先生

参加者：39名

第17回 平成14年1月19日(土)14:00~17:00

会場：名古屋大学医学部4階 第3講義室

内容：

講演1「心臓、脳、消化器分野のデバイスについて種類や材質、基本的な手技内容の説明」

講師 (株)ポストンサイエンティフィック
ジャパン VASCULAR 事業部
Marketing 部

松原 隆先生

講演2「循環器ネットワーク」

「循環器動画ネットワークの現状と今後の動向」

講師 株式会社 エルクコーポレーション
システム開発事業部システム開発課
システムデザイン担当

池田 祐一先生

「循環器動画ネットワーク導入と運用」

講師 (株)グッドマンITプロダクツ部
安曾 太郎先生

「循環器ネットワークの現状と将来」

講師 GE 横河メディカルシステム株式会社
Vascular 営業部営業技術 Gr 東部グループ長

柴草 高一先生

「循環器ネットワークの現状と将来」

講師 フィリップスメディカルシステムズ
(株)製品企画部イメージング
IT グループ

内海 健先生

参加者：50名

理事会

平成 13 年度に 10 回開催

会誌編集

2～3 年を目処で編集を行っており、講演内容の原稿がもらえないものについては理事がビデオ起こしをして講師の了解を得て載せる。

以上、6 月 15 日に開催された総会資料を基に報告したが、平成 14 年度は 3 冊目の会誌を発行する年度であり、9 月 14 日開催のサマーセミナーに発行する。

推進母体活動報告

関西循環器撮影研究会

大阪府立母子保健総合医療センター 田辺 智晴

1. はじめに

大阪府立母子保健総合医療センターでのカテテル検査の検査件数は、一昨年をピークに開設以来着実に右肩上がりの傾向を示しました。そのなかで一つの傾向として「質の問われる医療」が求められているのは事実です。私が事務局を務める関西循環器撮影研究会の役割も、多くの人を集めて情報を啓蒙することから、その情報をじっくりと議論し、研究し、そしてその情報を発信することが重要になってきたものと考えます。

当研究会は年3回の定例研究会、年1回のサマーセミナーおよび年1回の特別講演会を開催し、その必要性は定着したものの思われます。

2. 年間行事

定例研究会ではその時代に応じた医師講演、メーカによる医療情報や最新技術、また会員に研究成果を発表していただき会員間のコミュニケーションに努めています。開催時期は原則として1、5、9月の第4土曜日の午後2時から5時です。プログラムは45～60分程度の講演と、10～20分程度のショートプログラムや施設訪問などを企画します。しかし予定時間を超え会場に迷惑をかけることが多かったため、開催場所を大阪市内の研修センター（有料）から、今では国立大阪病院の研修所（無料）を利用しています。ここでは終了時間を気にすることなく利用でき、これまで演者の先生方に時間厳守で講演していただきましたが、質疑などの時間も十分とれるようになりました。

サマーセミナーは毎年7月に血管模型の作成と血管撮影に関する講演を行い、若手技師の基礎知識の向上を目的に開催します。今まで作成した血管模型は冠状動脈・腹部血管・脳血管です。血管模型の作成は、まず幹事のトレーニングから行い、セミナー時には7～8名の幹事が担当します。今年（2002年）の2月に開催された北陸アンギオ研究会のセミナーでは、関西より4名の幹事が講師として参加し、これは関研研としても大きな自信につながっています。

特別講演会では循環器領域に固守せず、例えば医療裁判、電子カルテ、臓器移植などの医療全般を見据えた講演会やまた医療には全く関係のない講演会も企画します。今まで幹事会で取り上げられたものとして、宗呂の話、有名スポーツ選手の話、環境問題など数多くの提案され、実現したのはコマーシャルを作るまでの映像技術の講演会があります。ただ特別講演会では医学・地域医療や福祉といった他の医療関係者との連携や情報交換も重要で、講演会を開催する度に他職種との交流をどのように進めていくかがいつも問われます。

当研究会ではこれらの多くの資料や研究成果の内容を研究会誌に編集することにより、会員の日常業務の一助となればと願っています。

3. 会員の動向

現在、関研研の会員数は幹事25名を入れて約120名程度で定例研究会の参加者は60～70名です。一般会員の多くは大阪府に在職する診療放射線技師で、兵庫県、和歌山県、奈良県の会員が数名で、京都府はゼロです。若手の研究会離れは当研究会のみならず、どこの研究会においても切実な悩みだと思います。これから研究会を運営していくなかで会員の方々にとっていかに満足度を高めるにはどうすれば良いかが幹事に課せられた宿題だと思います。

4. 最後に

最後になりますが、当研究会は全国循環器撮影研究会が循環器撮影における医療情報の資源としてさらに発展し、質の高い論文や研究が多数発表されてくる契機になることを期待しています。

第70回関西循環器撮影研究会(2001.01)

講演1「血管内放射線治療について」

ポストン・サイエンティフィックジャパン株式会社
会社カーディオロジー事業部関西営業部

柿本 佳久氏

講演2「シーメンス・3D-Angio システムの紹介」

シーメンス旭メディテック株式会社製品事業本部
プロダクトプロモーショングループ

伊藤 慶作氏

講演3 「東芝・3D-Angio システムについて」

東芝メディカル株式会社技術本部営業技術部
X線技術担当

綿鍋 歓氏

ショートプログラム

北米放射線学会印象記：コダック株式会社

シリーズ勉強会：ME 機器の取り扱い(最終回)

圧波形の見方

日本光電株式会社 佐藤 孝幸氏

情報システムビジネスセクター・メディカルマ
ーケティング部 MK 課課長

須山 祥市氏

第71回関西循環器撮影研究会(2001.05)

講演1 「これからの画像情報ネットワークについて」

東芝メディカル株式会社関西支社営業技術部

古川 善之氏

講演2 「PHILIPS・3D/RA の臨床応用」

フィリップスメディカルシステムズ株式会社営業
部営業技術課 課長

成田 裕亮氏

ショートプログラム

シリーズ勉強会：電気生理学的検査について

日本光電株式会社 佐藤 孝幸氏

第72回関西循環器撮影研究会(2001.09)

講演1 「フラットパネルディテクタ
(REVOLUTION) について」

GE 横河メディカルシステム株式会社

Vascular 営業部営業技術

船木 新寿氏

講演2 「INNOVA2000(GEMS)の使用経験」

大阪警察病院放射線技術科 加藤 博章氏

講演3 「フラットパネルを使用したデジタルX線
撮影装置」

FD の現時点でのアンギオへの応用にたいして
の問題点についても紹介予定

シーメンス旭メディテック株式会社プロダクト
プロモーショングループ

伊藤 慶作氏

講演4 「DICOM Viewer は世界標準の DIVIEW
で決まり！」

SONY が創る DICOM 画像ファイリング・ネ
ットワークシステム

ソニーマーケティング株式会社

推進母体活動報告

岡山アンギオ研究会

津山中央病院 放射線科 栢山 博徳

当研究会の活動報告をします。

岡山県の会員の融和、協調を目的として平成 14 年度サマーセミナー（第 7 回）を九州循環器撮影研究会（第 42 回）と共同開催しました。

県内には、カテーテル検査を行っている施設が 12 施設で、心臓カテーテル検査のみならず頭部、腹部領域全般の血管造影検査技術のレベルアップを図っています。

本年度も、第 2 回目の試みとして九州循環器撮影研究会（会長 九州大学 梅津 芳幸先生）と共同で九州大学医学部附属病院 臨床小講堂 1 を会場として開催しました。両研究会員に非常に好評でした。

以下に過去 2 間のサマーセミナーの案内を記します。

<平成 14 年度サマーセミナー>

日時：平成 14 年 5 月 25 日（土）

1. 助成研究

「循環器撮影における最適なグリッドの検討：最終報告」

九州大学医学部附属病院

加藤 豊幸 先生

2. 一般助成研究

「各施設における循環器撮影検査の画像データに関する調査」

福岡青洲会病院

平方 俊治 先生

3. 「シーメンスの最新アンギオシステム」

シーメンス旭メディテック(株)

伊藤 慶作 先生

4. 「動画・静止画がシームレスに統合されたエンタープライズ PACS について」

日本アグフアゲバルト(株)

ヘルスケア事業部 高柳 亮太郎 先生

5. 「電子カルテと放射線診療」

2 年間の電子カルテ運用から

津山中央病院

栢山 博徳 先生

<平成 13 年度サマーセミナー>

日時：平成 13 年 6 月 23 日（土）

岡山県アンギオ研究会と愛媛県アンギオ研究会で共同開催した。

場 所

愛媛県松山市三番町 4-9-6

ホテルシャトーテル松山

(<http://www.chateau-telmatsuyama.co.jp/main.htm>)

1. 講演 16 時 00 分～17 時 00 分

座長 岡山赤十字病院 秋友 信男

フラットパネルディテクター搭載

－ 心血管撮影装置の現状 －

GE 横河メディカルシステム (株)

船木 新寿

2. 会員研究発表 17 時 00 分～19 時 00 分

(1) IVR の警鐘

－ 患者、術者被曝について－

愛媛県立中央病院

成松 孝樹

(2) 肝腫瘍の描出能の検討

倉敷中央病院

横田 忍

(3) オーダリング、PACS の検討

－ 運用後、1 年を経過して－

津山中央病院

栢山 博徳

3. 懇親会 19 時 00 分～

以上、過去 2 間のサマーセミナーについてご紹介させていただきました。

7 年目を迎えた本年、九州循環器撮影研究会の諸兄と合同でセミナーを開催できましたことを光栄に思っております。改めて、九州循環器撮影研究会の皆様にお礼申し上げます。

平成 13、14 年度の活動は、サマーセミナー中心で、県内での会員研究発表も充分に行えていないのが現状です。会員を中心とした勉強会の開催が充分に出来ていないのが残念です。

今後は、一昨年まで行っていた“施設見学と研究発表会形式”の研究会活動を続けていきたいと

考えております。

最後に、今後も引き続き推進母体研究会と合同でセミナーを開催したいと考えております。

その節には、宜しくご配慮を賜りますようお願い致します。

文献紹介

Sustained Suppression of Neointimal Proliferation by Sirolimus-Eluting Stents

One-Year Angiographic and Intravascular Ultrasound Follow-Up

シロリムス溶出ステントによる新生内膜増殖の持続的抑制

1年間の血管造影と血管内超音波でのフォローアップ

J. Eduardo Sbusa, MD, PhD; Marco A. Costa, MD, PhD; Alexandre C. Abizaid, MD, PhD; Benno J. Rensing, MD, PhD; Andrea S. Abizaid, MD; Luiz F. Tanajura, MD; Ken Kozuma, MD; Glenn Van Langenhove, MD, PhD; Amanda G.M.R. Sousa, MD, PhD; Robert Falotico, PhD; Judith Jaeger, BA; Jeffrey J. Popma, MD; Patrick W. Serruys, MD, PhD

(Circulation.2001;104:2007-2011)

北海道シネ撮影研究会

札幌医科大学附属病院 放射線部 瀧川 明弘

背景 (Background)

我々は、シロリムス溶出ステント留置4カ月後に新生内膜の増生が生じていないことを以前に報告した。今回の研究の目的はこれらの結果が1年間以上維持されるかどうか決定することである。

方法と結果 (Methods and Results)

de novo(新規)冠動脈病変を持つ45人の患者に対しサンパウロ(ブラジル)とロッテルダム(オランダ)でシロリムス溶出 Bx VELOCITY ステントの留置によって治療を行った。(サンパウロ n=30, 15 fast release [group I, GI] 15 slow release [GII]、ロッテルダム 15 slow release, GIII)。血管造影と定量的血管内超音波のフォローアップは、4カ月目と12ヶ月目(GIとGII)と6ヶ月目(GIII)に行われた。ステント内において最小内腔直径と直径狭窄の割合は、(12ヶ月目GIとGII、6ヶ月目GIII)すべてのグループ(12ヶ月目、GIとGII、6ヶ月目GIII)において本質的に変化しなかった。病変部でのフォローにおいて最小内腔直径は2.28mm(GIII)、2.32mm(GI)と2.48mm(GII)であった。1年後の血管造影やIVUSにおいて直径狭窄が50%を越える患者は、認められなかった。そしてエッジの再狭窄は観察されなかつ

た。IVUSによって検出される新生内膜増生は、6ヶ月目(GIII=2±5% 狭窄体積)、12ヶ月目(GI=2±5%, GII=2±3%)において事実上生じていなかった。

結論 (Conclusions)

この研究はシロリムス溶出 Bx VELOCITY ステントを留置することにより1年後でも新生内膜の増生を抑制することを証明した。

過去数十年間、最も重要なものの1つである冠動脈ステントの多くの技術的な進歩にもかかわらず、冠動脈病変の治療では、20%から30%の再狭窄を生じている。血管形成術後の再狭窄の防止のための治療法や装置の種類は、多岐に富んでいる。しかしながら de novo (新規) 病変の治療のためのステントの効果は、充分には改善されなかった。それ故に、目的とする冠動脈部分に長期間、十分な薬剤を与えることができるものとして、薬剤溶出ステントが再狭窄を防止するための解決法として出現した。最近我々のグループは、シロリムス溶出 Bx VELOCITY ステント留置により4ヶ月後の新生内膜増生を抑制できることを報告した。免疫反応を抑制することができる natural macrocyclic lactone、シロリムス (rapamycin,

Rapamune) の局所的な溶出効果は最初の患者のシリーズにおいて再狭窄の抑制をもたらした。比較できる結果は高放射能 β 線を放射するステント留置後のみ観察された。(6ヶ月目のフォローアップにおいての9mmの新生内膜増生)しかしながらステント内でのゆっくりとした新生内膜増生の進行が、放射性ステント留置後6ヶ月から1年の間に観察された。今回の研究の目的は、シロリムス溶出ステントが1年間に新生内膜増生を抑制することができるのか、あるいは再狭窄を遅延できるか、どうか証明することであった。

方法 (Methods)

研究対象 (Study Population)

冠動脈病変と狭心症の45人の患者が、シロリムス溶出BxVELOCITYステントによって治療された。病変の長さは18mm以下で血管径は3mm以上3.5mm以下であった。全狭窄、血栓を含んでいる病変、50%以上の狭窄を持つ左冠動脈病変、72時間以内の心筋梗塞の発生、左室の収縮期の駆出率が30%以下が主要な除外基準であった。30人の患者がInstitute Dante Pazzanese of Cardiology (サンパウロ)においてシロリムス溶出ステントを2つの異なった形式にして(fast release [FR],n=15,group I,and slow release [SR],n=15,group II)治療を行った。3番目のグループの患者(n=15,group III)は心臓血管センター(Erasmus University、ロッテルダム)においてSRシロリムス溶出ステントで治療された。

薬 - 重合母体と溶離動力学

(Drug-Polymer Matrix and Elution Kinetics)

シロリムスは nonerodable 重合体の混合物と混ぜ合わせられ、シロリムス重合母体の5 μ mの層は、拡張可能なレーザーカット316LステンレスとBxVELOCITYステント(Cordis)の表面に塗布された。薬剤は、留置後fast releaseでは、ほぼ15日までに完全に溶出された。もう1つの薬の重合体層は、拡散隔膜を導入するためやslow releaseにおいて28日間以上の薬剤の効果を維持するためdrug-polymer matrixの表面に塗布された。すべてのステントは、覆われている構成物にかかわらず、金属表面積(140 μ g sirolimus/cm²)につき一定した量のシロリムスを溶出する。生体上の実験では、留置後1時間においてシロリムスの全血中濃度がピーク(2.6 \pm 0.7ng/mL,FR:0.9 \pm

0.2ng/mL,SR)に達することを確認し、72時間までには最低レベル(0.4ng/mL)に下がった。腎臓移植患者に、免疫抑制薬として投与されるラパマイシンの血中濃度が8~17ng/mLの間で長期間維持することを考え合わせると、シロリムス溶出ステント留置後の血中濃度は完全に無視できる。

ステント方法 (Stent Procedure)

ステントは一般的な方法に従いバルーンを拡張した後、高気圧(12気圧以上)で維持する。すべてのステントは、長さが18mmで径は3~3.5mmである。ヘパリンは、300秒以上の凝固時間を持続するために投与した。患者に処置前12時間前にアスピリン(325mg/d)投与し、ステント留置直後はクロピドグレル(clopidogrel/抗血小板薬)を300mgそして75mg/dayを何日か投与し続けた。プロトコールは両方の団体の医学倫理委員会(Medical Ethical Committees)によって承認され、インフォームド・コンセントがすべての患者から得られた。

血管造影とIVUS手順

(Angiographic and IVUS Procedures)

サンパウロの患者(groups I and II)は、4ヶ月目と12ヶ月目においてIVUSと血管造影のフォローアップを受けた。ロッテルダムの患者(group III)は、6ヶ月目の再狭窄時点において血管造影とIVUS検査を行った。血管造影とIVUSの直前には冠動脈拡張剤(硝酸薬)が、投与された。フォローアップ目的の血管造影は、少なくとも2方向で行われた。定量的血管造影分析が中央研究所(Brigham and Women's Hospital,ボストン)によって行われた。

3D IVUS再構成を適用する部分は、30-MHz single-element mechanical transducer (ClearView,CVIS,Boston Scientific Corporation)で検査を行った。IVUS画像は0.5mm/sの一定の引き抜き速度で収集された。そして、3D再構成のためにS-VHSテープに録画された。12ヶ月目で、IVUSイメージは新生内膜増生体積の正確な数量化を計測するためにstepping motorを0.2mm/stepにした(EchoScan, Tomtec) ECG-triggered pullback deviceを用いて得られた。このシステムは、R波にトリガーをかけて、心拍周期の心臓の動きによって生じたアーチファクトを除去して3次元定量化のためにイメージの画質を改善するも

のである。IVUS の体積解析は中央研究所 (Cardialysis BV, ロッテルダム) によって行われた。

定量的測定 (Quantitative Measurements)

2つの冠状動脈のセグメントでは、ステント内と病変部で定量的血管造影を行った。ステント内分析は、ステントによってカバーされている18mmの部分だけを測定した。病変部は、エッジあるいは最も近くの枝までステントの近位の5mmと遠位5mmと決めた。ステント内と病変部の再狭窄は、ステントとターゲット病変で50%以上のステント内狭窄率 (DS) の場合と定義した。

フォローアップにおいてエッジ再狭窄は、近位部末梢のエッジまでの50%以上の狭窄として定義した。最小内腔径 (MLD) と狭窄の割合はそれぞれの部分で計算された。ステント部分の定量的なIVUS解析が、すべて時点で行われた。内腔とステントの境界は、minimum-cost algorithmを用い検出した。全体のステントと内腔体積は、前に記述される方法にて計算された。内膜増生体積 (IH) は、ステント体積-内腔体積であると計算された。

統計分析 (Statistical Analysis)

変数は、平均±SDとして表される。インターベンション後とフォローアップの測定法の比較は、2-tailed paired t testを用いて行われた。グループ間の比較は、unpaired Student's t testを用いて行われた。P値<0.05が統計学的に有意であるとされた。

結果 (Results)

基本的な特徴は3つのグループ間で類似していた。全体的に29人の患者が男性であった。32人が安定性狭心症で13人は不安定性狭心症であった。平均年齢は55.1歳(group I)、57.9歳(group II)、そして60才(group III)である。6人の患者が糖尿病の病歴を持っていた。クロピドグレル (clopidogrel/抗血小板薬) は、すべての患者において60日目まで中止された。

心臓血管センターにおいて、15人の患者のうち1人が2日後脳内出血で死亡した。彼女は処置の間とその後12時間までアブシキマブ (abciximab/抗血小板薬) を投与された。さらに2人の患者 (group III) が処置中、処置後に末梢のエッジの血管解離に起因する血管閉塞を起こし追加のステン

トで治療した。その後のフォローアップでは、2人の患者には問題はなかった。再狭窄は6ヶ月目の血管造影において認められなかった。最終的に、ロッテルダムからの1人の症状がない患者が、血管造影を拒否したため6ヶ月目の血管造影とIVUSのフォローアップは13人で実行した。以前に報告したように、groups I と II のすべての患者は、臨床的な症状がなく退院した。1人の症状がない患者 (group II) が、12ヶ月目の血管造影を拒否した。

処置後の reference vessel diameter (RD) は $2.85 \pm 0.46 \text{mm}$ であった。そして処置後の最小血管径 (MLD) は、ロッテルダムの患者 (group III) で、 $2.47 \pm 0.38 \text{mm}$ (病変部) と $2.9 \pm 0.27 \text{mm}$ (ステント内) であった。groups I, II の4ヶ月目のデータは、以前に報告した。1年目のステント内最小血管径 (MLD) (group I, $2.73 \pm 0.3 \text{mm}$; group II, $2.87 \pm 0.4 \text{mm}$)、そして狭窄の割合は (group I, $2.73 \pm 0.3 \text{mm}$; group II, $2.87 \pm 0.4 \text{mm}$)、本質的に4ヶ月目のフォローアップと比較して変化がなかった。6ヶ月目 (group III) の、ステント内の最小血管径 (MLD) は $2.66 \pm 0.3 \text{mm}$ であった。狭窄の割合は、 $8.9 \pm 7.6\%$ であった。(P=NS compared with postprocedure) 12ヶ月目で、病変部血管造影内腔寸法が両方の group (P<0.01) で処置後と比較して僅かな減少を示した。4ヶ月目と12ヶ月目の間に、病変内最小血管径 (MLD) は、統計的には有意だが (P=0.004)、非常に僅かな減少が group I で観察された。患者は1年目における血管造影あるいはIVUS検査において50%以上のステント内径狭窄率 (DS) になる患者はいなかった。またエッジ再狭窄は認められなかった。

6ヶ月目のフォローアップにおいて、内腔体積は $156.7 \pm 63.6 \text{mm}^3$ であった。(処置後においては $156.5 \pm 64.1 \text{mm}^3$, P=NS) また血管内膜増生体積は $5.7 \pm 7.7 \text{mm}^3$ (group III) であり、閉塞体積率が $2 \pm 4.98\%$ であった。これはサンパウロの患者で4ヶ月目において報告された結果に類似していた。サンパウロの患者からの1年間の体積率IVUSデータを振り返ると4ヶ月目のフォローアップデータが以前のデータより良くなっていた。ただ2人の患者が12ヶ月後に10%以上の血管内膜増生 (IH) を生じていた。体積率数量化の方式の相違でたぶんこれらの調査結果を説明できる。新生内膜増生の実質上の抑制の結果、オリジナルの分析のために使われた自動化輪郭検波アルゴリズム

ムでは症例の大部分でステントと内腔境界の輪郭が重複した。そのために、中央研究所分析官は2つの輪郭を切り離すために定量分析ソフトウェアの「コピーと縮小」ツールを使った。この行為は血管内膜増生(IH)の量の過大評価を導いてしまった。12ヶ月目のフォローアップ分析で、内腔とステント輪郭は血管内膜増生(IH)が明らかに描出されない限り、人為的に分離されなかった。4ヶ月目と12ヶ月目のIVUSデーターを比較するために、中央研究所は12ヶ月目に使った同じ方法で4ヶ月目のIVUS画像を再分析した。ある1人の患者(group I)で、12ヶ月目のIVUS評価はステントの近位に不安定なプラークがあることを示していた。病変の弱い部分が再構築した明確な血管と薄い繊維質によって区切られた大きい脂質層により描写された。以前から存在しているプラークは処置中からだんだん大きくなり内腔寸法で線形劣化を作り出している。(最小血管内径(MLD)は12ヶ月目で2.02mm、4ヶ月目で2.51mm、処置後は2.85mmになった。)血栓のサインは血管造影あるいはIVUSによって検出されなかった。12ヶ月目において、患者は症状がなく、ストレステストは陰性であった。しかしながら、14ヶ月目のフォローアップにおいて、彼は非Q波の心筋梗塞を発症していた。その血管造影はステントの近位にある血管閉塞を示し、血管形成術が行われた。最初の2つの集団(groups I and II)の残りの29人は問題なく15ヶ月間の臨床のフォローアップを完了した。同様に、14人のロッテルダム患者は症状がなく、処置後9ヶ月まで何も起きなかった。

考察 (Discussion)

本研究はステントプラットホームを経てシロリムスの溶出によって及ぼされた新生内膜増殖に対する効果が、長く永続的な抑制であることを証明するものである。被覆形式(SRあるいはFR)、治験施設(サンパウロ、ロッテルダム)にかかわらず、血管造影と体積率IVUS数量化によって認識されるような新生内膜増殖は全ての期間(4、6、12ヶ月目)で最小であった。

シロリムス溶出 Bx VELOCITY ステントで治療された患者の最初のシリーズで観察された再狭窄の抑制はおそらくシロリムスのもつ細胞増殖抑制効果と、ステントの装着性能の結果である。サイクロスポリンAと tacrolimus(FK506)のように、

シロリムスは特定の細胞質体タンパク質に結合する。しかしながらシロリムスの作用機序は抑制的DNA合成によって単独作用する他の免疫抑制物質から区別されている。シロリムス:FKBP複合体は、特定の細胞周期調節タンパク質 mTOR (ラパマイシンの哺乳動物の標的) に結合してその活性化を抑制する。mTOR の抑制は遅いG1段階での細胞周期阻害を起こす。人間の新生内膜平滑筋細胞で観察された FK506 - 結合タンパク質 12 (FKBP12) の調節力はシロリムスの効果的な抗再狭窄効果をサポートする。前臨床データにおいてシロリムスが再狭窄の異なったモデルで全身と局所的な投与(薬剤-溶出ステント)で新生内膜増殖を減らすことを証明している。(アンドリュー・J・カーター、未発表データ、2000)

遅発性血栓症のような潜在的遅発性合併症に関する問題には冠動脈内放射線療法から受けついで我々の臨床経験から新しい療法を見いだすことである。

我々のシリーズで、処置後14ヶ月目に目標冠動脈に血栓イベントを起こした1人の患者(44名中)の症例を経験した。IVUSでの定期検査においてステントの近位に位置して次第に成長する不安定なプラークがあることを指摘することは重要である。同じ様にIVUSによって描写された不安定なプラークと冠動脈血栓症の間の関係は前に報告されていて、この意外なイベントも説明できる。実験的な研究でステント留置の30日後に同じぐらい早く標準ステントとシロリムス-被覆ステントの間に同程度の再血管再生作用が発生した。(アンドリュー・Jカーター、未発表のデータ、2001) すなわち、シロリムスが血管再生作用を遅らせるとは思われない。しかしながら血管閉塞の原因として完全に遅発性ステント血栓症の可能性を除外することができない。この幾つかの臨床イベントは警告として注意を促すものである。広範囲無作為多施設臨床試験からのデータは、すでに進行中で、この重要な問題を扱うために必要となるであろう。

我々のシロリムス溶出ステントの留置4ヶ月後に血管内膜増生(IH)の驚くべき成果を示している以前の研究の後に、論理的な問題はこの効果が永続的であるかどうか、あるいはそれが増殖性反応でただ遅れを表したかどうかであった。これらの問題の根底にあるのは、カテーテルベースの放射線システムと放射性ステントで観察される予期せ

ぬの遅発性内腔悪化の事実があるということで、シロリムス溶出ステントと冠動脈内近接照射療法では作用機序がかなりかけ離れていることである。本研究で、6ヶ月間目 (group III) と12ヶ月目 (groups I and II) のフォローアップにおいて評価した血管造影内腔寸法とIVUSによって検出されたIH体積は、4ヶ月目に観察されたものと本質的に異なっていなかった。それで、12ヶ月目のフォローアップにおいて、問題となることはなく、IH体積は、以前に抗閉塞療法 (放射性ステント) の調査で観察された12ヶ月目のIH体積の3分の1以下になっていた。もし現在の調査結果が広範囲で、無作為なプラシーボコントロールされた試験によって確認されるなら、この技術革新は近い将来冠動脈病変の治療において重要な影響を持つ可能性が高い。

岡山県アンギオ研究会

倉敷中央病院 放射線科 大角 真司

【背景】

以前に Sirolimus-eluting stent の留置後 4 ヶ月で再狭窄がなかった、という報告をしたが、1 年後にも維持されているか、ということが今回の調査の目的である。

【方法と結果】

45 人の新規冠動脈病変を有する患者に Sirolimus-eluting Bx VELOCITY stent を留置した。内訳はサンパウロで 30 人(15 fast release [group I,GI]、15 slow release [GII])、ロッテルダムで 15 人(15 slow release [GIII])である。GI と GII では 4 ヶ月後と 12 ヶ月後に、GIII では 6 ヶ月後に血管造影(CAG)と血管内超音波(IVUS)によるフォローを行った。ステント内最小血管径と狭窄率は全グループで変化なかった(GI,GII は 12 ヶ月、GIII は 6 ヶ月)。フォローアップ時の病変内最小血管径は GIII 2.28mm, GI 2.32mm, GII 2.48mm であった。1 年後の CAG と IVUS で 50% 以上の再狭窄を示したものはなく、edge restenosis も見られなかった。IVUS で認めた新生内膜過形成は、6 ヶ月後も(2±5% obstruction volume,GIII)、12 ヶ月後も(2±5% GI と 2±3% GII)全く見られなかった。

【結論】

この study で sirolimus-eluting Bx VELOCITY stent の新生内膜増殖抑制は留置後 1 年でも持続していることが明らかとなった。(Circulation. 20 01;104:2007-2011)

ここ二、三十年の間で冠動脈疾患に対する経皮的治療は、ステントを代表として大きく発達したが、20~30%の再狭窄が依然障害としてある。冠動脈形成後の再狭窄予防法は、薬物療法、器具も多数発案されているが、新規病変のステント留置後の再狭窄予防に役立ったものは全くと言っていいほどない。ステント内再狭窄病変に対しては冠動脈内放射線治療が有効という報告がなされたが、新規病変では不明である。病変部位の内膜内に長期にわたり十分な薬物濃度を維持できるということで再狭窄予防に drug-eluting stent が登場した。我々は以前に sirolimus-eluting Bx VELOCITY

stent で新生内膜過形成を 4 ヶ月にわたってほぼ完全に予防できたことを報告した。Sirolimus(rapamycin,Rapamune)は免疫抑制作用のある macrocyclic lactone でこの局所での放出が初期の患者で再狭窄を完全に予防できた。同様の結果はβ線放射ステントでも得られた(6 ヶ月後で 9mm³の新生内膜)が、6 ヶ月から 1 年の間でこちらは再狭窄を認めた。今回の調査は sirolimus-eluting stent が 1 年後でも新生内膜過形成を抑制できているか、それともただこの反応を遅らせただけなのかを明らかにするために行われた。

【方法】

study population

5 人の狭心症状を有する新規冠動脈病変に 1 本の sirolimus-eluting Bx VELOCITY stent が留置された。病変長 18mm 以下で血管径 3.0~3.5mm の病変を対象とした。完全閉塞、入口部、血栓を有するもの、LMT に 50%以上の狭窄のあるもの、72 時間以内の心筋梗塞、LVEF30%未満の症例は除外された。サンパウロでは 30 人に待機的に治療され、15 人は fast release 方式(FR,GI)では 15 人は slow release(SR,GII)を留置された。ロッテルダムでは 15 人に SR が留置された(GIII)。

Drug Polymer Matrix and Elution Kinetics

Sirolimus は非腐食性の polymer に混入され、5 μm の sirolimus-polymer matrix として Bx VELOCITY stent(Cordis)の表面を coating した。FR 方式の薬剤は留置後 15 日でほぼ完全に溶出し、薬剤を含まない層で表面を覆い、溶出を 28 日以上に延ばしたものが SR 方式である。どのステントも金属表面あたり決まった量の sirolimus を含ませた(140 μg sirolimus/cm³)。

In vivo での実験により、sirolimus の血中濃度は留置後 1 時間でピークを迎え(2.6±0.7ng/ml,FR;0.9±0.2ng/ml,SR)、72 時間で感度(0.4ng/ml)以下に低下する(Bruce D.Klugherz,2000)。腎移植後の患者では sirolimus の血中濃度は 8~17ng/ml に維持されることから sirolimus-eluting stent 留置後の最高血中濃度はほとんど無視できる程度で

ある。

Stent procedure

ステント留置は従来どおりでバルーンによる前拡張と 12 気圧以上の高圧での後拡張を行った。すべてのステントは長さ 18mm で径は 3.0～3.5mm であった。ACT300 秒以上となるほうに heparin が投与され、325mg/日(永久に)の aspirin 投与が少なくとも手技の 12 時間前に投与開始され、ステント留置されたらすぐに clopidogrel 300mg を投与し、続いて 75mg/日を 60 日間投与した。

Angiographic and IVUS Procedures

サンパウロの GI と GII は 4 ヶ月後と 12 ヶ月後に CAG と IVUS を施行し、ロッテルダムの GIII は従来の再狭窄評価の 6 ヶ月後に CAG と IVUS で評価した。CAG および IVUS の直前にそれぞれ亜硝酸剤冠注を施行した。手技後の CAG では最低直交 2 方向で施行し、フォロー時も同様である。CAG の定量的評価は別のコアラボで施行した (Brigham and Women's Hospital, Boston, Mass)。

IVUS での 3D 再構築に用いたのは 30MHz の transducer (Clear View, CVIS, Boston Scientific Corporation) である。0.5mm/s の一定速度で引き抜きながら画像を S-VHS tape に記録し、後ほど 3D に再構築した。12 ヶ月後には新生内膜の過形成を正確に評価するために ECG 同期し、0.2mm/step で引き抜く装置 (Echoscan, Tomtec) が用いられた。これは、R 波に同期して画像を構築することにより、心臓の動きによって起こるブレをなくし 3D による定量的評価の精度を飛躍的に向上させた。IVUS の評価も別のコアラボで施行した (Cardialysis BV, Rotterdam, The Netherlands)。

Quantitative Measurements

冠動脈の 2 部位(ステント内、病変内)を CAG で評価した。「ステント内」は 18mm 長のステントのかかった部位とした。「病変内」はステントの前後 5mm または最も近い側枝までとした。再狭窄は病変径とステント内径で 50%以上の diameter stenosis (DS) のものとした。Edge restenosis はステント辺縁で 50%以上の DS がフォローで見られたものとした。最小血管径 (MLD) と %DS が計測された。

IVUS の定量的評価はステント内の全部位で行い、ステント内径と血管内径が計測された。内膜過形成 (IH) 量はステント径と血管径の差で計算された。実行可能性、再現性、また測定者間、測定者によるばらつきは事前に評価された。

【結果】

3 群で baseline characteristics は類似していた。全体で 29 人が男性、32 人で安定狭心症、13 人は不安定狭心症であった。平均年齢は 55.1 (GI)、57.9 (GII)、60 (GIII) であった。6 人は DM があった。全患者で 60 日間の clopidogrel 投与が行われた。

GIII では、15 人中 1 人は 2 日目に脳内出血で死亡した。死亡した患者は abciximab を治療中と 12 時間後に投与されていた。残りのうち 2 人は distal edge に血管解離が生じ、ステントを追加したが、両者とも 6 ヶ月後フォローで再狭窄を認めなかった。最終的に無症状であった 1 人が CAG の継続を拒否した。このため計 13 人で 6 ヶ月後の CAG と IVUS が行われた。GI と GII の 30 人では特に event は見られなかったが、無症状の 1 人が 12 ヶ月後フォローを拒否した。

代表として 1 人の CAG を Figure 1 に示す。病変内 MLD と %DS の推移が Figure 2 である。12 ヶ月後では CAG 上、両群ともに 4 ヶ月に比べわずかに内腔容積減少が見られた ($p < 0.01$)。またわずかではあるが、GI において 4 ヶ月後から 12 ヶ月後に統計学的に有意な病変内 MLD の減少があった ($p < 0.004$)。1 年後では CAG でも IVUS でも 50%以上の再狭窄に至った例は 1 例もなかった。

6 ヶ月後では内腔容積は $156.7 \pm 63.6 \text{mm}^3$ (術直後は $156.5 \pm 64.1 \text{mm}^3$) であり、新生内膜の体積は $5.7 \pm 17.7 \text{mm}^3$ であった (GIII)。狭窄の割合は $2 \pm 4.98\%$ でサンパウロの 4 ヶ月の成績と同様である。

サンパウロの 1 年後の IVUS 解析の結果は 4 ヶ月後よりむしろ良かった。12 ヶ月後では 10%以上の過形成を認めたものは 2 名のみであった (Figure 3)。これは、評価方法の変更の影響が考えられる。新生内膜過形成 (IH) がいないため、評価に用いた自動輪郭判別アルゴリズムはほとんどの症例でステントの輪郭と血管内腔の境界が重なっていた。

そこでコアラボの解析者は当初両者を分離するために「copy & shrink」機能を用いた。これが IH の過剰評価につながった。12 ヶ月後の評価で

は IH が明らかでない場合以外はあえて分離をしなかった。IVUS の 4 ヶ月と 12 ヶ月の評価をするために 4 ヶ月を同様に再評価した (Table)。

Group I の 1 人の患者では 12 ヶ月後の IVUS でステントの近位部に不安定なプラークを認めた。病変の脆弱性は管腔のリモデリングと薄い繊維被膜に包まれた脂質 pool に特徴される。(Figure 4)。このプラークは最初の手技時より徐々に進行し、MLD は手技後が 2.85mm、4 ヶ月後が 2.51mm、12 ヶ月後は 2.02mm と低下が続いていた。

CAG、IVUS では血栓を認めなかった。12 ヶ月の段階では無症状で運動負荷も陰性であった。しかし 14 ヶ月のフォローでは非 Q 波心筋梗塞を起こした。CAG では標的病変の近位側での完全閉塞を認め、再度血管形成を行った。

GI と GII の残り 29 症例では 15 ヶ月間で特に症状なく、ロッテルダム の 14 症例でも event は認められていない。

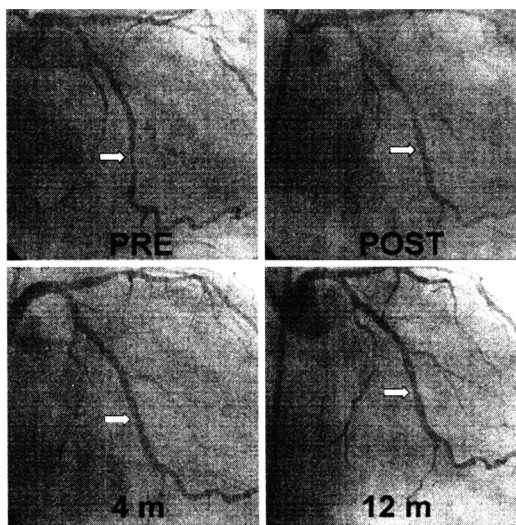


Figure 1

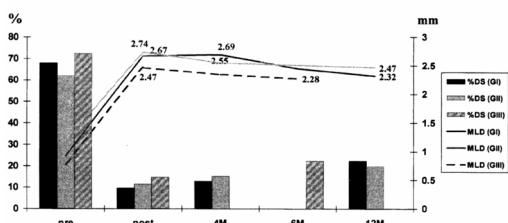


Figure 2

Table

Follow-up period, mo	Stent Volume, mm ³		Lumen Volume, mm ³		IH Volume, mm ³		Obstruction Volume, %	
	4	12	4	12	4	12	4	12
Group I	134±30	127±26	134±30	124±25	0.4±0.8	3.2±6.5	0.3±0.6	2.3±5.5
Group II	138±21	127±30	137±22	124±30	0.3±0.9	2.5±3.4	0.3±0.8	2.2±3.4

No statistical differences were observed between groups or between 4-month and 12-month data within the same group.

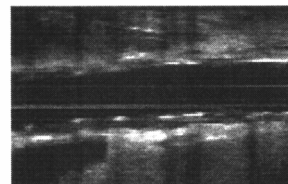
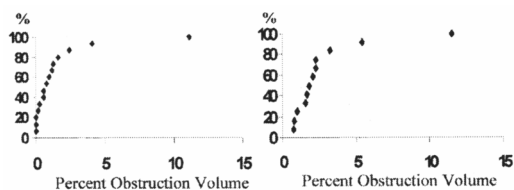


Figure 3

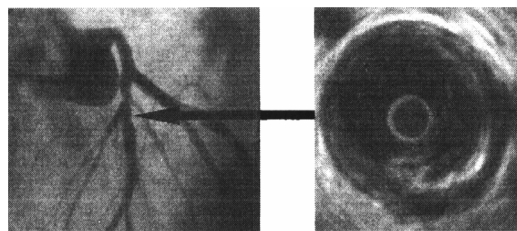


Figure 4

【Discussion】

この study ではステント局所から sirolimus を放出することにより、長期にわたり新生内膜増殖抑制効果があったことを示している。その coating の形態 (SR または FR) によらず、また母集団 (サンパウロとロッテルダム) にもよらず、CAG と IVUS による新生内膜は、いずれの時期 (4, 6, 12 ヶ月) においても最小限であった。

Sirolimus-eluting Bx VELOCITY stent で治療した最初の患者群で再狭窄が見られなかったのは、ステントによる支えの効果と sirolimus による細胞増殖抑制効果によると考えられる。Cyclosporin A や tacrolimus (FK506) のように、sirolimus は特定の細胞内蛋白に結合する。しかし他剤と異なり sirolimus は DNA 合成阻害のみに働く。Sirolimus FKBP 複合体は、細胞周期調節蛋白の mTOR (mammalian target of rapamycin) に結合し、その活性化を抑制する。これにより GI phase で細胞周期を停止させる。平滑筋細胞で見られる FK506 binding protein 12 (FKBP12) の upregulation も

sirolimus の再狭窄予防に加担している。

新治療に伴う慢性期の血栓症のような合併症についての考察は冠動脈内放射線治療の際の反省でもある。我々の series では 44 人中 1 人が標的血管の血栓症を来した。観察中に IVUS 上でステントの近位部に徐々に増大する不安定プラークが見られたことは重要なことである。IVUS で見られる不安定プラークと冠動脈血栓症の関係は以前に報告されており、今回の event もこれで説明できる。実験系においては、sirolimus coat と剥き出しのステントで、同程度の再上皮化が 30 日でも見られたという報告もある。すなわち sirolimus は再上皮形成を遅らせはしないということも言われている。ただしこの症例では遅発性のステント血栓症であることを否定はできない。この event の解釈には十分な注意が必要である。現在進行中の大規模 trial から結論が出るであろう。以前我々が報告した sirolimus-eluting stent 留置後 4 ヶ月で新生内膜増殖がほとんどない、という驚くべき結果に続いて起きてくる疑問は、この効果が永続的なものか、単に増殖を遅らせただけなのか、という点である。この疑問は以前に冠動脈内放射線治療後慢性期に予期せぬ再狭窄増加が見られたことが基にある。この study では CAG と IVUS で評価した IH は group III の 6 ヶ月後も group I, group II の 12 ヶ月も 4 ヶ月後と大差はないことがわかった。これまでの再狭窄予防の trial の 1/3 以下の内膜量であった。もし今回の結果が大規模な randomized trial で確認できたら、この技術は近い将来、CAD の治療に大きな影響を与えるだろう。

文献紹介

Dose measurements carried out on different cardiovascular imaging systems

Examination of different cardiovascular imaging systems with conventional image intensifiers in comparison with a Digital image receptor in the form of a flat panel detector

従来の I. I. を搭載した異なる心血管撮影装置とフラットパネルの形状をしているデジタル検出器と比較した実験

Test Center for Radiation Protection
Dr.Heusinger

東北循環器撮影研究会

青森県立中央病院 放射線科 伊丸岡 俊治

The Object of the Report

今回用いたシステムはフラットパネルを搭載した INNOVA2000(GE)と CoroskopTOP(Siemens)、H5000F(Philips)で後者2つはI.I.を搭載している。3つの異なった心血管撮影装置の解像度及びファントム前面の表面線量と検出器前面の表面線量を測定した。

System Description

INNOVA2000(GE)はフラットパネルを搭載している。この検出器はヨウ化セシウムでX線を可視光線に変換しアモルファスシリコン低ノイズ対応フォトダイオードで電気信号に変換している。他の2つのシステムはI.I.カメラチェーンを使用している。

Measuring Set-up

3つのシステム全てに同様の測定方法、測定素材を使用した。SSDを70cmとし、SIDを100cmとした。面積が30cm×30cm、厚さ5cmのアクリルファントムを組み合わせて、厚さを10, 15, 20, 25cmにして測定した。

線量は、ファントムの表面線量と検出器前面で測定した。表面線量はそれぞれ違ったFOVサイズ、モードの設定における透視と撮影で測定され

た。撮影に関しては計算によってフレーム毎の線量に算出されている。

解像度の評価は0.1mmPb矩形波チャートを検出器に直接貼付けて目視により行われた。

Fluoroscopy Operation in Low-dosage Mode

GE systemは、現在30pulse/secのみ使用可能である。Siemens system and Philips systemはLow-dosage Modeで12.5pulse/secが選択できる。ファントム前面の表面線量の最大はファントム厚が25cmのときで、Siemens systemが1055 μ Gy/s、Philips systemが230.8 μ Gy/s、GE systemが348 μ Gy/sであった。

検出器前面の表面線量の最大は、Siemens systemが7.31 μ Gy/s、Philips systemが2.01 μ Gy/s、GE systemが2.68 μ Gy/sであった。

パルス毎の平均線量は表面線量では、GE systemが4.0 μ Gy/s、Philips systemが7.8 μ Gy/s、Siemens systemが25.4 μ Gy/sで、検出器前面では、それぞれ0.05 μ Gy/s、0.09 μ Gy/s、0.28 μ Gy/sであった。

解像度は、全てのシステム共通にファントム厚の増加に伴って低くなるが、ファントム厚10cmで全視野の場合Siemens systemでは1.3Lp/mm、Philips systemでは1.2Lp/mm、GE systemでは

2.0 Lp/mm であった。

Fluoroscopy Operation in Normal-dosage Mode

GE system は 30pulse/sec、Siemens system は 25 pulse/sec、Philips system は 12.5 pulse/sec、25 pulse/sec で測定されている。

ファントム前面の表面最大線量は、Siemens system が $1211 \mu\text{Gy/s}$ 、Philips system が 25 pulse/sec のとき $1902 \mu\text{Gy/s}$ 、12.5pulse/sec のとき $653 \mu\text{Gy/s}$ 、GE system が $934 \mu\text{Gy/s}$ であった。

検出器前面の表面線量では、Siemens system が他の 2 つのシステムと比較して約 2 倍の $10.76 \mu\text{Gy/s}$ を示している。

解像度は、ファントム厚 10cm で全視野の場合 Siemens system では 1.2Lp/mm、Philips system では 1.3Lp/mm、GE system では 2.2Lp/mm であった。

Cine Recording Operation With Low-dosage

GE system は 30pulse/sec、Siemens system と Philips system は 25pulse/sec で測定されている。

ファントム前面の表面線量は、フレーム毎の線量に換算すると GE system が全体的に低く、また、ファントム厚に対する線量増加も他のシステムより低い傾向が見られた。

検出器前面の表面線量は、フレーム毎の線量に換算すると Siemens system が $3.20 \mu\text{Gy/s}$ 、Philips system が $1.64 \mu\text{Gy/s}$ 、GE system が $0.89 \mu\text{Gy/s}$ であった。

解像度に対する結果も透視と同様であるが、撮影の方が、やや高い結果が出ている。

Cine Recording Operation With Normal dosage and High dosage

GE system は 30pulse/sec で pref.1 high mode、Siemens system は 25pulse/sec で Normal Patient mode、Philips system は 25pulse/sec で Koro-Intensiv mode での測定である。

ファントム前面の表面線量は、フレーム毎の線量に換算すると GE system が他の 2 つと比較して平均的に低い値であった。

検出器前面の表面線量は、フレーム毎の線量に換算すると Siemens system が $3.21 \mu\text{Gy/s}$ 、Philips system が $2.33 \mu\text{Gy/s}$ 、GE system が $2.03 \mu\text{Gy/s}$ であった。GE system と Philips system

は low-dosage 設定より単純に高い値を示したが、Siemens system は low-dosage 設定と比較して有為差が見られなかった。

解像度は、ファントム厚 10cm で全視野の場合 Siemens system では 1.3Lp/mm、Philips system では 1.3Lp/mm、GE system では 2.1Lp/mm であった。

Conclusion

この実験は無作為に選択された機器を用いた測定であることを考慮すると、ある程度、限定された結果となっている。加えて線量条件に関しては主要なパラメーターのみ記録されており直接比較はしていない。また、イメージクオリティーに関しても可視解像度のみであり、他の特性は考慮されていない。

操作の仕方にもよるが、透視に関して GE system の表面線量は他の 2 つの I.I. を搭載した機器と比較してパルス毎の平均線量が 1/2 から 1/3 というレンジで低く、また、解像度もおおむね高い値を示した。

撮影に関しては、GE system の表面線量は他の 2 つの I.I. を搭載した機器と比較してフレーム毎の平均線量 1/2 から 1/4 というレンジで低く、また、同様に解像度も高い値を示した。

総合的に低線量モードでは線量低減が全ての機器において見られた。そしてフラットパネルを搭載した機器は他の 2 つの I.I. を搭載した機器と比較して、線量低減と高解像度に関して有為差が見られた。

※今回は近年話題となっている FPD と I.I. の被曝線量について比較した文献を紹介したが文献自体が GE に偏った点があると紹介者には感じられた。特に、比較に使用した機器の選定や状態等についての記載が不足しているなどである。今後、これらの文献をもとに更なる議論を重ね問題点の解決の一助となることを期待する。

文献紹介

Comparison Between Visual Assessment and Quantitative Angiography Versus Fractional Flow Reserve for Native Coronary Narrowings of Moderate Severity

中等度の冠動脈狭窄疾患について、視覚評価と QCA に対する FFR の比較

Joshua J.Fischer, MD, Habib Samady, MD, John A.McPherson, MD, Ian J.Sarembock, MD, Eric R.Powers, MD, Lawrence W.Gimple, MD, and Michael Ragosta, MD

The American Journal of Cardiology 2002;90:210-215

循環器画像技術研究会

NTT 東日本関東病院 放射線部 塚本 篤子

われわれは、経験豊かな interventional cardiologists は、FFR (Fractional flow reserve) が 0.75 未満の患者を、視覚評価でも QCA でも見分けることができるという仮説を分析した。

中等度病変の有意性の判断は難しい。FFR は狭窄の生理学的有意性を決定できる。中等度病変の視覚評価と QCA と FFR を比較したデータは限られている。FFR は視覚評価にて 40% から 70% の狭窄をもつと定義した 83 の中等度病変の中で測定した。FFR 0.75 未満は“有意”であると考えた。病変は、3 人の経験豊かな interventional cardiologists によってと彼らの有意性の推定によった。QCA を実行し、視覚評価と QCA での計測を FFR と比較した。

FFR の平均は 0.82 ± 0.11 で、0.75 未満が 83 病変中 15 病変 (18%) であった。評価者の分類は半分 of 病変に対して FFR と合致した。評価者間の合致は、不充足 (Spearman's rho = 0.36) であった。視覚評価の結果を、FFR と比較すると良い感受性 80%、陰性適中率 91% であり、しかし特異度が悪いものが 47%、陽性適中率 25% であった。QCA によって 60% 未満の狭窄と 1.4 mm より大きい最小血管径の患者は、FFR 0.75 未満ではいなかった。QCA は中等度狭窄以外の要因の機能的有意性を区別できない。

このように、血管造影の視覚評価は経験豊かな interventional cardiologists や QCA でも、最も多い中等度狭窄の有意性を正確に予言することはできない。

たくさんの経験をつんだ interventional cardiologists は、FFR の測定は彼ら自身の注意深い血管造影の視覚評価または血管造影の計測に依るものに少しの情報を加えるものだと信じている。従って、われわれは経験豊かな interventional cardiologists は冠動脈造影や QCA を使って、冠動脈狭窄 (FFR 0.75 未満と定義した) の血行動態の有意性を見分けることができるという仮説を試験した。

(方法)

Study protocol

73 患者の FFR の測定によって、83 の中等度冠動脈狭窄が機能の有意性評価を受けた。臨床上的特質は、カルテの再吟味 (n = 5) によって得られたか、Virginia Heart Center 大学の心臓カテーテル研究室で使用されている、point-of-care 臨床のデータベースから予期されるものを抽出することによって得た (n = 68) (Clinical Automated office Solutions, Intelligent Business Solutions Inc.,

Winston-Salem, North Carolina)。FFR は診断カテーテル時に測定され、それぞれの血管造影はさらにオフラインで分析された。病変は経験を積んだ interventional cardiologists によって視覚的に評価され QCA 計測を行い、両者とも FFR との比較をした。

視覚評価

それぞれの血管造影は臨床データ、QCA、FFR および臨床結果をみていない3人の経験を積んだ interventional cardiologists (評価者 A、B および C) によって評価された。

視覚評価のみから、観測者がその病変が流れの制限がなく、血行再建を必要としないと信じたなら“有意でない”、観測者がその病変が流れの制限があり、血行再建を必要と信じたなら“有意”、観測者が血管造影上だけでは血行再建に関して判断できない場合“不確か”と分類した。

QCA

オフライン QCA は、他の研究結果を知らない1人の観察者によってすべての患者について行われた。66 病変では、冠動脈造影イメージは、デジタル保存と、コンピュータに支援されたプログラム (DICOM, Heartlab Inc., Westerly, Rhode Island) を使用し QCA が行われた。17 病変については、冠動脈造影イメージは、35mm シネフィルムに保存され、QCA はコンピュータのプログラム (CARS, Sony Medical Systems, Montvale, New Jersey) を使用して行われた。

FFR

FFR はプレッシャーワイヤー (RADI Medical, Uppsala, Sweden) を使い、それぞれの病変を測定した。

生理学的データは、コンピュータシステムにデジタル保存され (WITT, Biomedical, Melbourne, Florida) オフライン計測を可能にした。

0.75 未満の FFR は生理学的有意と考えられる。

統計

データは、RS/1 ソフトウェア (RS/1Ver 6.0.1, copyright 1999, Domain Manufacturing Co., Burlington, Massachusetts) で解析された。すべての標準的な分散型データは、平均±SD で表現され、標準的でないデータはメジアンで表現された。

グループ間の比較が行われ、連続的な要因のグループ差は、Wilcoxon signed ransk tests を使用し比較した。変数の分類別グループ差は、カイの

二乗検定、または小さなセルの場合は Fisher's exact test を使用して比較された。全ての p-値は 2-sided tests で得られた。評価者の視覚評価間の相関性は Spearman's rho を使用した。

(結果)

この研究群の臨床的特性は、Table 1 に要約した。診断カテの結果、FFR 測定は Table 2 に示した。

Table.1 Clinical Characteristics of 73 Patients With 83 Moderate Stenoses

年齢	58±12
男性	46 (63%)
高血圧	46 (63%)
高脂血症	47 (64%)
喫煙者	
現在	19 (26%)
以前	26 (36%)
糖尿病	
インシュリンを必要とする	5 (7%)
インシュリンを必要としない	25 (34%)
心筋梗塞治療者	23 (32%)
カテーテル件査の適応	
胸痛	36 (49%)
狭心症	21 (29%)
負荷試験陽性	10 (14%)
うっ血性心不全	3 (4%)
手術前評価	2 (2.7%)
弁心疾患	1 (1.3%)

Table.2 Results of Diagnostic Catheterization (n = 83)

EF	57±10%
冠動脈	
前下行枝	39 (47%)
右	17 (20%)
回旋枝	22 (27%)
対角枝/中隔枝	5 (6%)
冠動脈狭窄 50%以上の病変数	
A	30 (36%)
B	30 (36%)
C	13 (16%)
平均 FFR	0.82±0.11
FFR 0.75 未満	15 (18%)

評価者間の血管造影での変動性と視覚評価対 FFR

血管造影で、観察者 A、B および C がそれぞれ“有意”とした病変は 58%、52% および 61% で、“有意でない”とした病変は 37%、48% および 39%、“不確か”な病変は 4.8%、0% および 0% であった。類似した比率であるにもかかわらず、3 人の観察者全てが一致した分類を示したのは、83 病変のうちたった 46 例 (55%) であった。3 人のうち 2 人が一致したのは、83 病変の 58 例 (70%) (A と B について)、58 例 (70%) (A と C)、そして 59 例 (71%) (B と C) であった。

各観察者の血管造影によって分類した病変の中で“有意”と“有意でない”ものの平均 FFR の比較では、 0.80 ± 0.11 対 0.85 ± 0.09 ($p = 0.02$): 観察者 A、 0.80 ± 0.11 対 0.84 ± 0.10 ($p = 0.08$): 観察者 B、 0.79 ± 0.11 対 0.86 ± 0.09 ($p = 0.002$): 観察者 C と差が小さかった。“有意”については、FFR 0.75 以上の分類について最も一致しなかった。

観察者 ABC は FFR 0.75 以上の 68 の中等度病変を比較して、それぞれ 36 病変 (53%)、33 病変 (49%)、38 病変 (56%) を“有意”とした。それに対して FFR 0.75 未満の 15 の中等度病変を比較して、それぞれ 12 病変 (80%)、10 病変 (67%)、13 病変 (87%) を“有意”とした。また FFR 0.75 未満の 15 の中等度病変で、それぞれ 3 病変 (20%)、5 病変 (33%)、2 病変 (13%) を“有意でない”とした。このように、3 人の観察者の分類と FFR が合致したのは、半分の病変 (それぞれ 83 病変中 40 例、45 例、43 例: ABC $p = \text{NS}$) であった。それに応じて FFR 0.75 未満での視覚評価の結果は、良い感受性 80%、陰性適中率 91% であり、しかし特異度が悪いものが 47%、陽性適中率 25% であった。

さらに、3 人の観察者間での相関は、乏しい結果であった (平均 Spearman's rho = 0.36)。不一致が一番大きかったのは、観察した中の FFR が 0.75 以上の病変であった (Spearman's rho = 0.31)。最も一致したのは FFR 0.75 未満の 15 病変であった (Spearman's rho = 0.68)。

QCA 対 FFR

狭窄率と FFR の間に逆相関を示した ($r = -0.42$)。 (Fig.1) 狭窄率との相関は、FFR 0.75 以上の 68 病変より FFR 0.75 未満の 15 病変の方が良かった ($58 \pm 11\%$ 対 $71 \pm 6\%$ $p = 0.0001$)。狭窄率のカットオフ値は、FFR 0.75 未満では、60%以

下はなかった。60%よりひどい狭窄病変で、FFR 0.75 以上が 24 病変、FFR 0.75 未満が 15 病変、ところが 60%未満の狭窄病変の中では FFR 0.75 以上が 44 病変、FFR 0.75 未満が 0 であった ($p = 0.0001$)。

最小血管径と FFR は正の相関があった ($r = 0.42$)。 (Fig.2) 最小血管径は、FFR 0.75 未満の 15 病変では、FFR 0.75 以上の 68 病変より小さかった (0.88 ± 0.26 対 1.30 ± 0.48 mm; $p = 0.002$) 最小血管径のカットオフ値は、FFR 0.75 未満では、1.4 mm より大きい病変はなかった。最小血管径が 1.4 mm 未満の病変の中では、FFR 0.75 以上の 42 例と FFR 0.75 未満の 15 例であるのに反して、1.4 mm 以上の最小血管径の病変では、FFR 0.75 以上 26 例、FFR 0.75 未満では 0 例であった ($p = 0.002$)。

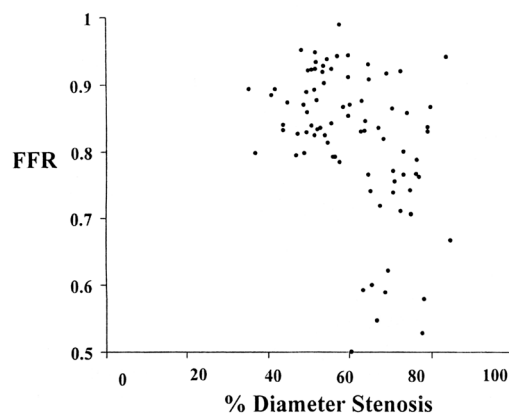


Fig.1 Relation between FFR and percent diameter stenosis as determined by QCA.

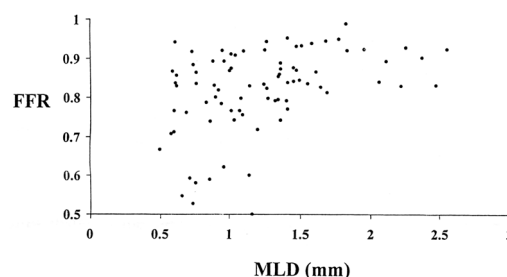


Fig.2 Relation between FFR and the minimal luminal diameter (MLD) (in millimeters) as determined by QCA.

(検 討)

この研究結果は、中等度病変が血管造影後に

評価を必要とするという見解を支援し、第一歩として QCA を行うことができ、60%以上の狭窄を伴うか最小血管径が 1.4mm以下の病変に対しては、FFR を使用して生理学的評価を行うことができることを示唆する。冠動脈狭窄の解剖学的評価を伴う生理学的な情報との結合は、術者における中等度冠動脈狭窄の臨床的決定に多大な助けとなる。

FFR は生理学上の評価では魅力ある方法である。冠動脈の流れを見るために用いられているドップラー法と異なり、この技術は微小循環系の著しい異常と同様、心拍数や血圧のような変動するものとは無関係である。

この研究で経験豊かな interventional cardiologists が、中等度病変を過大評価する傾向にあり、そのことは不必要な経皮的な冠動脈の intervention に結びつくかもしれない。

FFR 測定の方法は、マスターし解釈するのがかなり簡単と判断する。それは血管造影時にすぐに行うことができ、術者へ狭窄の生理学的有意性の即時評価を提供しかつ血管再生に関する決定の遅れも除去する。

QCA は血管造影の視覚的な評価に関連した変わりやすさのうちのいくらかを減らすかもしれないし、たぶん中等度病變の有意性を明確にする有用な方法かもしれない。QCA による最小血管径と狭窄率は、虚血がない状態でいき、比較する QCA と FFR のデータは特に中等度病變に制限されている。われわれのデータでは QCA による 60%未満の狭窄を伴い 1.4 mm より大きい血管径については FFR における機能的有意性がないことを提唱した。しかしながら、QCA は中等度狭窄以外の要因の機能的有意性を区別できない。

この研究にはいくつかの制限がある。通常、冠動脈狭窄の生理学的有意性は、負荷テストの虚血の存在によって決定される。しかしながら、この研究ではルーチンに行っていない。われわれの“ゴールドスタンダード”は、先のいくつかのレポートを基準として 0.75 未満の FFR である。このカットオフ値は正常の EF、1 枝病變、心室肥大や血行再建をやっていない患者個体群中で確認される。われわれの患者群は、心筋梗塞になった患者、糖尿病、血行再建術を行った患者そしてたぶん心室肥大の患者を含めたもっと種々のグループである。これらの患者のために FFR のカットオフ値は断固として必要である。もし異なる FFR

のカットオフ値が使用された場合、観察者の正確さは変わっていたかもしれない。3 人の観察者がみな FFR を使用する臨床的経験を持っていたので、他の制限は患者選定と観察者のバイアスに含まれた。

文献紹介

Intravascular Ultrasound-Guided Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty With Provisional Spot Stenting for Treatment of Long Coronary Lesions

血管内超音波ガイド下の長い冠状動脈病変に対する局所ステントを用いた経皮的冠動脈血管形成術

Antonio Colombo, MD, FACC, Joseph De Gregorio, MD, FACC, Issam Moussa, MD, Yosio Kobayashi, MD, Evangelia Karvouni, MD, Carlo Di Mario, MD, FACC, Remo Albiero, MD, Leo Finzi, MD, FACC, Jeffrey Moses, MD, FACC

Journal of the American College of Cardiology
(Vol.38 No.5 2001 November 1)

関西循環器撮影技術研究会

大阪大学医学部附属病院 放射線部 東 丈雄

【OBJECTIVES】

この研究の目的は長い冠状動脈病変に対する血管内超音波（以下、IVUS）ガイド下での冠動脈血管形成術（以下、PTCA）における局所ステント（spot stenting：以下、SS）の評価である。

果、血管内腔面積が 5.5mm^2 以上もしくは病変部における全血管面積が 50%以上の基準を満たした場合を PTCA の成功とし、その基準をクリアできなかった病変部にだけ局所的なステント留置術（SS）を行った。

【BACKGROUND】

バルーンカテーテルを用いた長い冠状動脈病変の血管形成術は短期及び長期ともに最適とはいえない結果（suboptimal）を示します。しかし、病変部をすべてカバーする従来型のステント留置術（traditional stenting：以下、TS）は高い再狭窄率と関連があると考えられています。

【METHOD】

我々は長い冠状動脈病変（ $>15\text{mm}$ ）に対して SS により治療した患者グループ 101 人（以下、SS group）とほぼ同条件で TS により治療を行った患者グループ 121 人（以下、TS group）を比較した。（Table 1）

PTCA は病変部において IVUS で計測された血管の中膜と中膜の直径を正常血管径とし、PTCA に用いられるバルーンのサイズはその血管径と同サイズのものを用いた。バルーンを用いた PTCA（Plain Old Balloon Angioplasty：POBA）の結

Table 1 Patient Characteristics

	SS Group (n=101)	TS Group (n=121)	P Value
Age(years)	59.8 ± 10	58.1 ± 10	0.21
Male	90 (89%)	113 (92%)	0.48
Risk factors			
Hypertension	54 (53%)	68 (56%)	0.78
Hypercholesterolemia	61 (60%)	80 (65%)	0.48
Diabetes	11 (11%)	13 (11%)	0.99
Smoker	69 (68%)	79 (65%)	0.5
Family history	57 (56%)	62 (51%)	0.42
Previous MI	53 (53%)	65 (53%)	0.99
Previous PTCA	35 (35%)	37 (31%)	0.56
Previous CABG	12 (12%)	14 (12%)	0.99
LVEF(%)	60 ± 11	63 ± 13	0.11
Unstable angina	25 (25%)	31 (25%)	0.99
Multivessel disease	72 (72%)	80 (66%)	0.63

【RESULT】

SS group 130 症例中 67 症例に対してステント

が留置され、TS group においては 143 症例全例にステントが留置された。SS group ではステント未使用例を 0mm とし、130 症例全体の平均値は 10.4±13mm であり TS group の 32.4±13mm より短かった。(Table 2)

両グループ共に術後 30 日における重篤な心事故 (Major Adverse Cardiac Event : MACE) は 5%とほぼ同じような比率であった。ここでの重篤な心事故 (MACE) とは死亡、心筋梗塞、PTCA や CABG などによる再治療と定義されている。

冠動脈造影による再狭窄率の評価は SS group は 25%に対して TS group は 39%であった。

6 ヶ月後のフォローアップにおける重篤な心事故 (MACE) は SS group が 22%、TS group が 38%となり、病変部の再治療率 (Target Lesion Revascularization:TLR) は SS group が 19%に対して TS group が 34%であった。合併症及び再狭窄において SS group が TS group より良好な結果を示した。(Table 3)

[DISCUSSION]

我々は長い病変に対する局所ステントの技術を導入するために IVUS ガイド下における PTCA のアプローチを行った。また、長い病変のうち IVUS の基準 (血管内腔面積が 5.5mm²以上もしくは病変部における全血管面積が 50%以上と設定) を満たさない部分だけに可能な限り短いステント留置を行うことで最適な結果をもたらした。

そのアプローチの論理的根拠は病変部をすべて覆うステントによる再狭窄率の増加を避けることにある。ステントの長さは新生内膜の過形成により予後を悪化させる。

だが、現実には不十分な冠動脈造影の結果 IVUS で許容できると考えられる病変部においても日常的にステントの追加が行われている場合がある。

今回のこの結論は真腔を評価するには冠動脈造影による造影像の評価より IVUS による評価のほうがよいということに基づいている。

[CONCLUSIONS]

長い冠動脈病変に対する IVUS ガイド下の局所ステント留置術 (SS) は早期のよい結果をもたらした。また冠動脈造影における再狭窄率や長期的なフォローアップにおける重篤な心事故率は従来の病変部をすべてカバーするステント留置術

(TS)に対して明らかに低い値を示した。以上のことより IVUS ガイドによる PTCA 及び局所ステント留置術は長い冠動脈病変に対して安全な治療を可能にすると考ええる。

Table 2. Angiographic and Procedural Characteristics

	SS Group (n=130)	TS Group (n=143)	P Value
Treated vessel			
LAD	60(46%)	75(53%)	0.11
RCA	38(29%)	42(29%)	
LCX	32(25%)	26(18%)	
Lesion site			
Ostial	4(3%)	5(4%)	0.13
Proximal	49(38%)	46(32%)	
Mid-vessel	58(45%)	81(56%)	
Distal	19(14%)	11(8%)	
AHA/ACC lesion type			0.21
B1	32(25%)	46(32%)	
B2	56(43%)	64(45%)	
C	42(32%)	33(23%)	
Calcified lesion	30(23%)	29(20%)	0.65
Total occlusion	11(8.5%)	4(3%)	0.06
Stent length(mm) *	10.4 ± 13	32.4 ± 13	<0.005
Stent length(mm)※	20.2 ± 12	32.4 ± 13	<0.005
Final balloon size(mm)	3.56 ± 0.5	3.59 ± 0.5	0.49
Final B/A ratio (mm)	1.23 ± 0.12	1.22 ± 0.12	0.62
Maximal inflation pressure(atm)	14.1 ± 3.6	14.0 ± 3.0	0.65

* この平均値はSS groupにおいて全ての症例を含んだものである。(n=130)

※この平均値はSS groupにおいてステントを留置された症例だけのものである。(n=67)

Table 3. Early and Late Outcomes

	SS Group (101 pts, 130 lesions)	TS Group (121 pts, 143 lesions)	P Value
Untreated dissection	51(39%)	12(8.3%)	<0.0001
Type A	3	2	
Type B	42	7	
Type C	6	3	
Acute thrombosis	0(0%)	2(1.4%)	0.49
Subacute thrombosis	1(0.8%)	1(0.7%)	0.99
Procedural non-QMI	2(2%)	3(2.5%)	0.94
Procedural QMI	2(2%)	3(2.5%)	0.94
CABG	1(1%)	1(0.8%)	0.99
Death	0(0%)	0(0%)	0.99
30-day MACE	5(5%)	6(5%)	0.99
6-month MACE	22(22%)	46(38%)	<0.05
Restenosis	27(25%)	55(39%)	<0.05
TLR	25(19%)	48(34%)	<0.05

施設紹介

心臓血管センター北海道大野病院

北海道シネ撮影技術研究会

工藤 環

病院概要

当院は札幌市西区の閑静な住宅街の中にあり、病院横には寒川という小さな川が流れています。冬にはキタキツネがえさを探しに病院まで来るといふ、札幌の中心部に近いながらも自然に満ち溢れた場所に位置します。

昭和 62 年に循環器、呼吸器、消化器疾患を中心に内科と外科の両面からトータル的に診断、治療、予防を目的として、北海道大野病院として開院しました。そして数々の実績をあげ、平成 9 年に心臓血管センター北海道大野病院として、センターの名称を許可されました。現在、病床数 184 床 (ICU 12 床)、常勤医師 18 名で診療しています。

当院の診療実績ですが、心臓血管外科においては開心術が年間 300 症例以上行われており、北海道内ではもちろんトップであり、全国的にみても屈指の件数および成績をのこしています。そのため全道各地の病院より多数の紹介があります。また、循環器内科においても心カテが年間 1,000 例以上、うち冠動脈のインターベンション (PCI) は 200 例以上行っており、北海道内においては有数の件数と成績を残しています。



病院全景

画像診断部

診療放射線技師 6 名、臨床検査技師 3 名、事務 1 名からなります。装置は、一般撮影 (CR)、X 線 TV (DR)、CT (multi slice)、RI (SPECT) 2 台、ポーター 2 台、そして血管撮影装置 2 台があり、その他、心エコー (3 台)、腹部エコー、眼底撮影装置があります。臨床検査技師がエコー、眼底撮影を行い、その他の装置が放射線技師の管轄となっています。

放射線技師の仕事分担は、一般撮影に 1 人、RI に 2 人、CT に 1 人、心カテに 1 人、そして、フリーが 1 人という配置です。しかし、週休など休みの都合で、月の半分以上は 5 人体制で業務を行っているため、外来の多い午前中は多忙を極めます。

時間外の撮影はポケットベルでのオンコールで、現在 5 名のローテーションとなっています。月 6 回程ですが、ちょっとした外来がきたり、急性心筋梗塞が搬送され心カテを行ったり、心臓手術直後の写真が深夜になったりと、ほとんど寝ないで次の日の業務を行うこともしばしばです。

血管撮影室

開院時は、OPE 室に隣接した場所にあった。装置は東芝社 KXO-2050 シングルプレーンに、ブックを装備したもので、心カテ及び、腹部や下肢血管の撮影をおこなっていました。

平成 10 年に病院の増改築を行った際、OPE 室を増室するため、血管撮影室を ICU に隣接した清潔区域内に移転、増室し 2 部屋にしました。KXO-2050 の移設の他、Philips 社 HM3000 をシネ搭載で導入した。そして、平成 14 年、KXO-2050 の更新で、東芝社 Infinix-CS (訳あって代替機です。この本が出版されるころは新機種になっていると思われる。) がシネレスで導入され、デジタル装置 2 台となりました。しかし、定期的検査は Philips のほうで行われ、OPE 患者のスワンガン

ツカテ挿入や、緊急カテなどやむを得ない時にしか東芝の機械は稼動していません。

当院の心カテ検査は、医師 1 人、看護師 2 人、臨床工学技士 1 人、そして放射線技師 1 人で行っています。(インターベンションのときは医師 2 人です)

放射線技師のカテ室の業務は、装置の管理、検査中のアームの操作及び寝台のパンニング、シネフィルムの現像、レーザーフィルムへの画像出力、CD-R への画像の書き込み、CD-R の管理など、一人で行うにはかなりハードな内容となっています。

症例数は週平均 30 件程ですが、1 日に 10 件の症例をこなさなければならない日もあります。内容は、右心カテ・左心室造影 (LVG)・冠動脈造影 (CAG) を全て行う心精査 (当院ではスペシャルと呼んでいます)、PCI 後のフォローアップ CAG、冠動脈バイパス術 (CABG) 後の確認グラフト造影 (GG)、CABG 後のフォローアップ GG、胸部・腹部動脈瘤の血管造影 (AOG)、閉塞性動脈硬化症 (ASO) の下肢 AOG などの検査や、PCI、下肢動脈や腎動脈などの経皮的血管形成術 (PTA)、下肢動脈急性閉塞の血栓除去術、ペースメーカー移植術、気管支動脈塞栓術などの治療です。

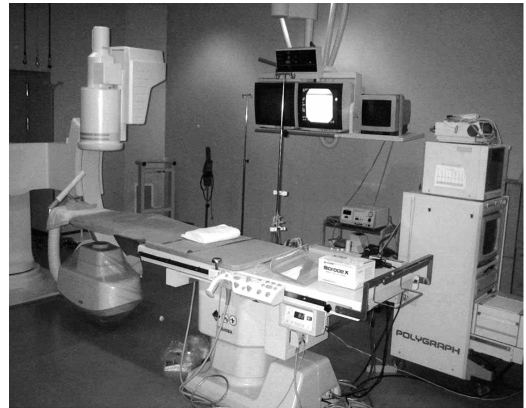
最近では検査の簡素化、周辺機器 (冠動脈用インジェクターなど) の充実などで、一件の検査時間が短縮されてきています。反面、PCI は様々なデバイスの発達や登場により、複雑病変や多枝病変への適応が拡大され、一件に要する時間や被曝が増加してきています。



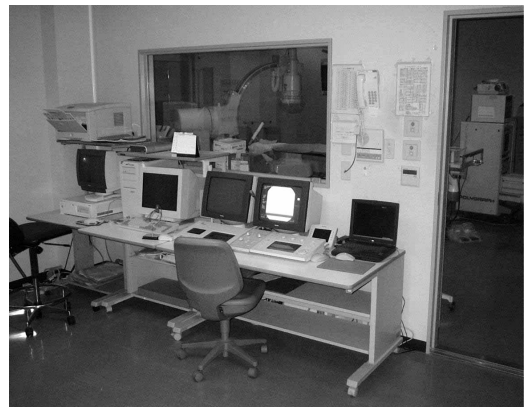
Philips HM3000 撮影室



Philips HM3000 操作室



東芝 Infinix-CS 撮影室



東芝 Infinix-CS 操作室

おわりに

当院は循環器領域においては、北海道全体を視野にいた、地域に根差した最先端の医療を提供

していきたいと考えています。そのためには全道に
いる循環器科の先生達に信頼される医療を続け
ていかなければならないと考え、全職員が一丸と
なってがんばっております。

現在の当院について興味をもった方、そうでな
い方も是非一度、当院のホームページに遊びにき
てください。

アドレスは <http://www.cvc-ohno.or.jp> です。

施設紹介

みやぎ県南中核病院

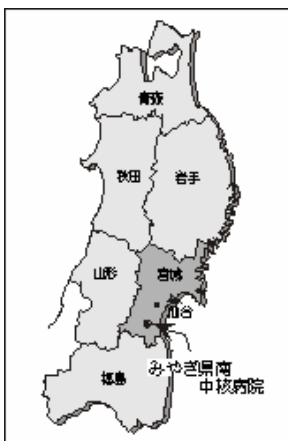
東北循環器撮影研究会

佐藤 州彦

概要

みやぎ県南中核病院は、仙台から南へ30km、春には一目千本桜と称するほど白石川沿いに桜の咲き誇る、大河原という町に蔵王を望みながら建っています。

その名の通り宮城県南部の地域医療を担うべく、この8月にオープンしたばかりの、できたてのホヤホヤの病院です。「地域に信頼される、質の高い、親切的な医療サービスを提供する」という理念の元、スタッフ一丸となって歩み始めたところです。診療科数 15、病床数 253（平成 15 年度より 300 床）という規模で、24 時間体制での救急医療にも対応するとしてスタートしました。



病院所在地

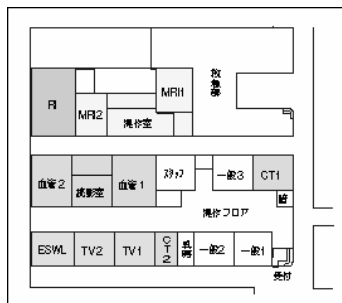


施設概観

画像診断部門（診療放射線科）

一般撮影 3 室、乳房撮影装置、パントモ、ポータブル撮影装置 2 台、外科用イメージ 2 台、骨密

度測定装置、CT2 台（8 チャンネル MDCT および single ヘリカル）、DR 2 台、ESWL、MR2 台（共に 1.5T）、ガンマカメラ 1 台、そして血管撮影装



放射線エリア図

置が 2 台で、マンモ撮影だけがアナログ画像として残り、自現機管理に頭を痛めています。

画像処理系は FCR システムの立位の XU-D1 と 5000plus とドライイメージャー 4 台、その他に 2F 手術部と重症病棟（ICU、CCU、HCU あわせて 28 床）の連絡通路部に FCR 5000Rplus とドライイメージャーを配置した非常に盛り沢山のシステム構成です。またマンモを除いたこれら全ての画像は DICOM 画像サーバーに保存、Web サーバーを介して各オーダー端末からの画像参照も可能です。

これ程充実したシステム構成ではありますが、現在放射線技師 10 名、受付事務 1 名のスタッフで対応しており、稼働し始めたばかりということもあり、なかなか活かし切れていない現状です。



画像診断受付



操作フロア



Advantx 操作卓

血管撮影部門

血管撮影室は2室で頭腹部用の Advantx LC-N Plus、心カテ用の Advantx L/C LP Plus です。共に bi-plane 搭載で、画像は general は key image のみサーバーに送り、心カテは CD-R にも記録します。特筆するものとしては、回転 DSA による 3D 画像の作成があります。回転 DSA 撮像後、自動で AW (画像処理ワークステーション) に画像データが送られ、これまた自動で 3D イメージが作成される。この間 程度…。ステレオ撮影をし、フィルミング、そして立体視をしていたことがとても懐かしく感じられます。

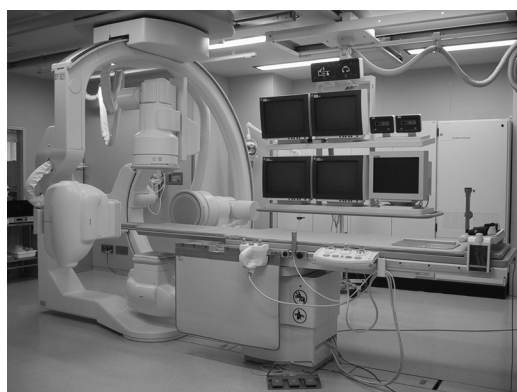


血管 1 Advantx L/C LP Plus

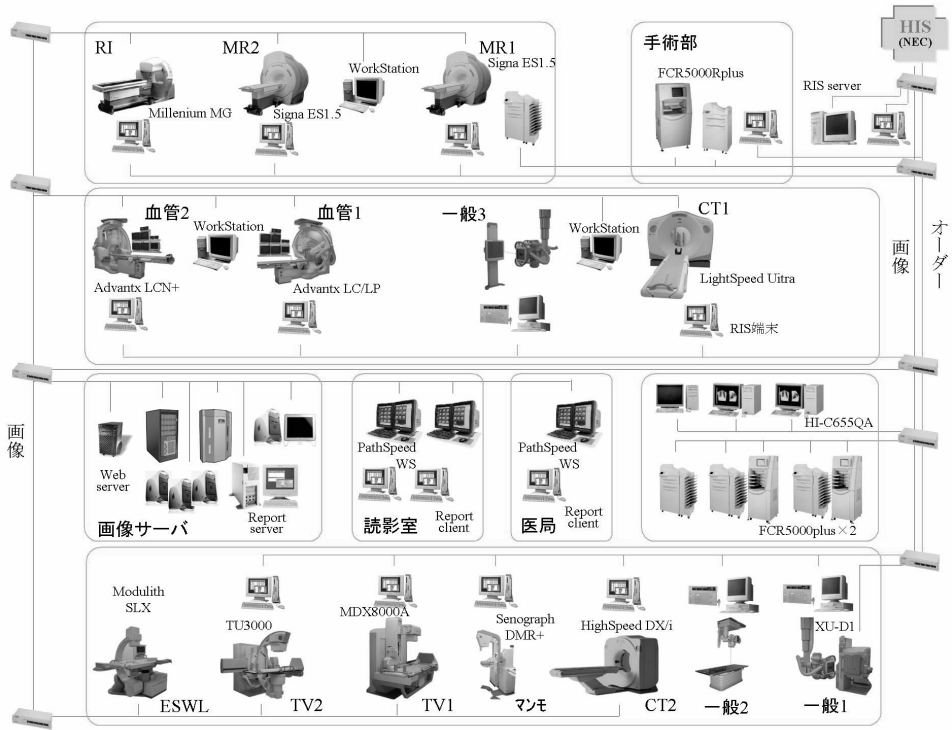
おわりに

現在のところ血管撮影も稼働したてで、稼働状況等報告できることも余りありませんが、いつの日か報告できることがあればと思います。

当院は動き始めたばかりで、マンパワー不足や運営面でのシステムの確立もまだ十分ではない状態ではありますが、この充実した装置を十分活用すべく、スタッフの充実をはかり、この地域の医療に貢献すべく一同頑張っております。



血管 2 Advantx LC-N Plus



みやぎ県南中核病院Network構成図

みやぎ県南中核病院 Network 構成図

施設紹介

杏林大学医学部付属病院

循環器 I.S 研究会

首藤 淳

大学の沿革

緑豊かな武蔵野の名残を残す都心近郊の住宅地三鷹市新川。1953年この地に三鷹新川病院が開設。これが母体となり1970年に杏林大学として医学部及び附属病院が開設されました。その後、79年に保健学部、84年に社会科学部（現在の総合政策学部）、88年に外国語学部が開設されました。この4学部により本学は、人々の健康を守るための実践的な教育と国際人の育成を目指す特色ある総合大学として発展してきました。

病院概要

杏林大学医学部附属病院は1970年の開設以来、徐々に施設数を増やし、現在では外来棟、三つの病棟、放射線治療・核医学棟、救命救急センター棟から成っています。1994年には厚生労働省より特定機能病院としての承認を受け、東京西部地区の中核的医療センターの役割を果たしています。現在の許可病床数1175床、2000年の外来患者数2113人/日、入院患者数857人/日です。1979年に設立された救命救急センターは94年に厚生労働省より高度救命救急センターの認定を受けました。1階は1・2次救急診察室、3次処置室、緊急手術室、X線撮影室があり、2階は30床の集中治療室となっています。そのうち4床の熱傷専用治療室は全国でも最も進んだ機能を備え、多くの熱傷患者を受け入れています。センターの2000年来院患者数は1・2次救急患者が34633人、3次救急患者が1708人であり、熱傷患者は58人でした。

放射線部

放射線部のスタッフは放射線技師55人、看護師12人、放射線科常勤医師26人、事務受付8人で構成されます。部門は外来棟撮影室、病棟撮影室、救命救急センター撮影室、核医学検査室、放射線治療室に分かれています。中枢である外来棟撮影室には、一般撮影室、血管撮影室、MRI、CT

があり32人の技師が勤務しており、病棟撮影室と救命救急センター撮影室は12人、核医学検査室は6人、放射線治療室は5人の技師が配属されています。一般撮影及びポータブル撮影は全てFCRで運営されデジタル化が図られています。院内はHIS、RISがネットされていますが、放射線科のオーダーリング化はまだ一部分であり2004年に完全運営予定です。



外来棟と第一病棟

外来棟血管撮影室

DSA装置・MULTISTAR PLUS (SIEMENS)
・ANGIOSTAR (SIEMENS)

心カテ装置・BICOR HS (SIEMENS)

外来棟は1999年に新築されて、曲面構造のモダンな外観に変貌しました。放射線部はその地下1階のほぼ全域を占めています。その中の血管撮影室はリカバリー室を中心として2つの血管撮影室と1つの心カテ室が配置されています。全体を準清潔区域として、専用の術衣と履物の着用を必要としています。胸腹部・四肢の血管撮影は放射線科医師が施行し、頭部血管は脳外科が、心臓血管は循環器内科及び小児科が行います。MULTISTARとAquilion (MD-CT)の撮影室同士は隣り合わせて配置され、CT angio等の必要時には扉を開けて患者を移動して撮影を行います。心カテ装置は1993年に導入して以来、シネフィルムを記録媒体としていますが、2003年に更新予定でありフィルムレス及びネットワーク化を予定

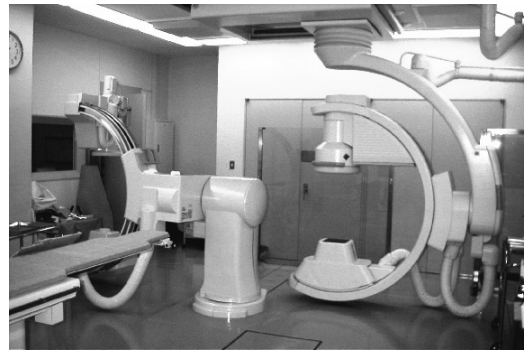
しています。

血管撮影全般では、ここ数年他のモデルの発展により検査人数は過去に比べ減少しています。一方、多様なIVRが増えたことで1検査に対する所要時間は長くなり3~4時間行われることも稀ではありません。

救命救急センター血管撮影室

DSA・心カテ装置 ・DFP-2000A（東芝）

当センターの血管撮影装置は1台の制御盤に独立した2台のCアームを設置した構造となっています。天井走行式アームは頭部、胸腹部血管用、床置き式アームは心カテ用として使用し、どちらかの使用時には片方は退避して使用する機構となっています。救命救急科、循環器内科、脳外科が、2・3次救急患者に対するIVRを中心とした緊急検査や救命救急センター病棟患者の経過観察に使用します。日当直の技師は当センターを拠点として業務しているため、全ての技師が装置を使用する機会があります。



DFP-2000A

おわりに

昨今の社会経済情勢により院内の雇用体制にも変化が現れ、2000年から放射線技師や臨床検査技師等の退職による補充は契約職員（3年間）としての採用となっており、放射線部には現在3人の契約職員が勤務しています。こうした体制の中、2004年のペーパーレス・完全オーダーリング化そして将来のフィルムレス・画像ネットワーク化の遂行が我々の課題です。



MULTISTAR TOP



BICOR HS

施設紹介

東京慈恵会医科大学附属病院

循環器画像技術研究会

山下 慎一

【病院概要】

当院は学祖高木兼寛によって明治14年（1881年）成医会講習所として創立され、明治20年に皇后陛下より『慈恵』の名を賜り、以降数回の改称により現在の東京慈恵会医科大学附属病院となりました。

この度、建物の老朽化の為、平成12年5月に新病棟(中央棟)開設、平成13年9月には、『総合母子健康医療センター』を配するE棟を開設し、高度医療を提供する為、順次医療設備の充実を図ってきました。病院の概観は中央棟・E棟の他にA・B・C・F棟とあり、大学棟が2棟、看護学校等がある会館が2棟あり職員でも道に迷う程、建物が入り組んでいます(図1、2)。

建学の精神である『病気を診ずして病人を診よ』を基本理念として疾患のみにとらわれない患者様本位の医療を日々心がけ診断・治療しております。

場所は新橋にありビルに囲まれた冷たい印象を受けますが、中央棟からは東京タワーやレインボーブリッジ、東京湾など見晴らしのよい展望が楽しめ、心和むひとときも感じられます。

病床数 1076 床、1 日平均外来患者数 2879 名、
1 日平均入院数 903 名 (2001 年度)



図1 中央棟



図2 E棟

【放射線部概要】

診療放射線技師は矢本技師長の下、男性52名、女性9名の計61名で、一般撮影・CT・MRI・RI・Echo・血管撮影・放射線治療部門に分かれ勤務しております。装置はMDCT 4台、MR I3台、RI 4台・Echo 6台・血管撮影 3台・放射線治療 2台が稼働しています。

【血管撮影室概要】

中央棟開設にあたり血管撮影装置も3台同時に新規設置され、CCUに隣接した心カテ専用装置と中央棟2階、画像診断部フロアにDSA・心カテ汎用装置とAngio CT・DSA専用装置が背中合わせに配置されております。

1) 心カテ専用機 (BICOR)

シーメンス社製パイプライン装置のBICORで、診断カテ・POBA・DCA・Rotablator・IVUS等を施行しております(図3)。ネットワークは90GB、RAID5のサーバーで100Mbpsイーサネットを使用し、撮影室およびCCU患者面談室のPCと繋いでいます。CCU・循環器病棟に隣接している為、入退室が速やかに行うことができます。またカテ室での急変時には、迅速なスタッフの応援が可能です。



図3 BICOR T.O.P

2) DSA+心カテ汎用機 (BV 5000)

フィリップス社製インテグリス BV 5000、パイプレーン DSA・心カテ汎用機であり、主に頭部血管、小児心臓、アブレーション、ICD 植え込み術等を施行しております。汎用機である為、故障時や急患対応等、臨機応変に使用しています (図4)。



図4 インテグリス BV 5000

3) AnjioCT+DSA 専用機 (MIYABI)

DSA と CT を組み合わせたシーメンス社製の『MIYABI』で I.I size が 40cm と大きい為、主に胸腹部や四肢の血管等に使用しています。CT は、原発性肝細胞癌の栄養血管の同定や TAE 後の腫瘍部塞栓範囲の把握等に利用しています (図5)。



図5 MIYABI

2001 年度血管撮影件数

頭部 179 件	腹部 590 件
四肢 84 件	心臓 1144 件

【今後の展望】

インテグリス BV 5000 とパイコーのネットワークを組み、今後組まれる院内ネットワークに如何にリンクさせるかが課題である。さらに血管撮影室の効率化、システム化に取り組んでいきたいと思ひます。

施設紹介

大阪府立病院

関西循環器撮影研究会

安部 勝人

当院は、大阪市の南部に位置する病床数 773 床の総合病院です。画像診断科には、一般撮影室：4 室、TV：3 室、CT：2 室、核医学検査：1 室、MR：1 室、結石破碎装置：1 室、内視鏡室、多目的透視室（主に大腸ファイバー）、超音波室そして血管造影検査室：2 室があります。当院では昨年未から今春にかけて、血管造影検査室の装置を更新いたしましたので紹介させていただきます。

撮影室の特徴

血管造影検査室は撮影室番号 12 番、13 番の 2 部屋があり、12 番では頭部、腹部、骨盤、四肢など全身にわたる造影検査と非血管系の IVR および循環器系の撮影の一部を行い、13 番は循環器系の造影検査及び IVR を行います。

撮影室の機器

12 番にはフィリップス社製インテグリス・アルーラ(15inch I.I.)と心臓専用の H5000F (9inch I.I.)の 2 台を設置し、一つの検査テーブルで 2 種の異なる装置を使い分ける 2in1 方式を採用しました (Fig-1)。2in1 を採用した理由は、循環器系、特に心臓内科系の検査や IVR が増加傾向にあり 12 番が空いている時は、少しでも多くの心臓の検査がこなせるようにしたためです。アルーラを用いて心臓の検査をできなくはありませんが、15inch I.I.では左の冠状動脈の起始部を見るいわゆるスパイダーVIEWなどの深い角度を取りづらい為、あまり有用ではないと考えます。

13 番には同じくフィリップス社製インテグリス BH5000 (9inch I.I. バイプレーンタイプ)を設置しました (Fig-2)。

12 番、13 番ともに同一のメーカーを選んだ理由は、① 一方が故障した時の部品の相互バックアップのため、② 12 番で心臓の検査をする際のモニターの見え方、リモートコントローラーの使い方の統一を図る為、③ メンテナンスに有効であるため（物理的にも金銭的にも）などがあげら

れます。



Fig-1 12 番撮影室



Fig-2 13 番撮影室

画像のネットワーク

12 番からは、アルーラからの静止画 (DSA 画像は Single Frame(SF)として出力されます) と H5000F からの動画 (心臓などの動画は Multi Frame(MF)として出力されます) の 2 種類が出力されます。13 番の BH5000 からは動画が出力されます。当然のことながらこれらの画像はすべて DICOM 3.0 です。これらの画像を保管する為にはどんな媒体がいいのか、これらの画像を見る

にはどのようなソフトを使用すれば良いのか、どのようなネットワークを構築すればいいのか、(しかも安い値段で、)機器の購入にあたって最も悩んだところです。

画像の保管

1次サーバーは、クライアント(端末器)からアクセスがかかる場所なのでHDDのRAIDという考え方は今も計画当時からあまり変わらないように思います。しかし、1次サーバーから溢れたものを保管する2次サーバーについては、計画当時は、CD-RチェンジャーまたはDigital Liner Tape(DLT)しかなくDVDはまだ発売されていませんでした。CD-Rチェンジャーの容量はあまり大きくはなく、導入してもすぐに満杯になってしまう懸念がありました。そこで、庫外管理が楽なテープにすることにし、設置面積も1.07㎡で容量が30TBというSONY製のPeta Site(Fig-3)を選択しました。これを機にネットワークの全てをSONYメディカルマーケティングにお願いしました。一次サーバーは、SUNのエントリープライズ220Rで動画用に200GB、静止画用に450GBを組んでいます(Fig-4)。



Fig-3 2次サーバーPeta Site



Fig-4 1次サーバーSUN 220R

画像観察、管理ソフト

先程も書きましたように装置からは、動画像も静止画像も混在したかたちで出力されてきます。これらを同じように観察できて管理できるソフトは、計画当時にはありませんでした。また、Peta SiteはUNIXの動作環境下であり、市販されている殆どの観察、管理ソフトがWindows-NTなので繋がらなかった、という背景もあり、ソフトの開発もSONYにお願いすることになりました。当時、SONYではDICOM画像の観察ソフトが開発されており、これに我々の要求を盛り込んで「Diview」として製品化されました。我々の要求と言っても府立病院に特化したものではなく、医療の現場から見てこういう機能があれば技師や医師の立場として便利である、ということです。詳しくは、SONYがHomePageで紹介されているのでごらんください。

ネットワーク

循環器系の画像がデジタル化されたこととともない、クライアントはいままでシネフィルムで観察する必要があった部署(ICU,CCU,循環器病棟)や手術室、読影室と12番、13番の操作室に設置しました。ネットワークはGIGA Bit-SXと1,000BASE-Tで張られています。GIGA Bit SXを用いた理由は、転送速度が速い、ということに加えて機器のアイソレーションを保つためです。即ち光ファイバーを使用することにより、各装置の故障で発生した電氣的ノイズあるいは電氣的な衝撃が他の装置に波及し、高価な装置が破損することを防ぐことができます。

12、13番ではクライアントのモニターで過去画

像を観察できるのはもちろん、その画像の周波数をフィリップスのモニター用に変換して検査室内でも過去画像を見られるようにしています。

また、このネットワーク、Diview の大きな特徴としてサーバーソフト、クライアントソフトにそれぞれ画像の自動送信機能を持たせました。12 番、13 番の各装置から出力された画像データは、一次サーバー→撮影室クライアント→循環器病棟→ICU,CCU→読影室→撮影室確認端末とシーケンシャルに自動的に飛びます。経由させるクライアントは任意に設定が可能です。こうすることで、患者さんの検査が終了した時点でデータをサーバーに送信すると、患者さんが部屋に戻られる時には、すでにデータは病棟のクライアントに届いており、患者さんあるいは家族の方に検査結果をすぐにも説明ができるようになります。

画像のデータは、患者さんのためにある。このデータを如何に速く、安全に患者さんに還元するかを考慮したシステムです。

血管造影検査という患者さんに侵襲度の高い検査を行う上で如何に安全に、確実に、スムーズに検査を運んで行くかをいつも考える。カテーテルを握る医師は次に何を要求してくるかをいつも考えている、そして医師とともに検査を進めて行く。これが血管造影検査に携わる技師の最低の心構えであると思っています。今回の装置は、これから高まって行くであろう IVR のニーズに答えるべく整備されたものであり、時代の更なる要求を満たして行くものと思います。

簡単ではありますが施設の紹介とさせていただきます。

施設紹介

水島協同病院

岡山県アンギオ研究会

磯山 正幸

病院概要

当院の前身水島診療所は、1953年に職員3名、組合員300名で出発しました。現在職員411名、組合員59,412名となっております。

臨床研修指定病院、日本医療機能評価機構の認定を受け、カルテ開示、セカンドオピニオンも実施しております。

全20診療科、病床数310床、一日平均外来数860名です。

放射線科

スタッフは、放射線科医2名、放射線技師12名、看護師1名、事務1名です。装置は、一般撮影3台、アナログTV1台、DR1台、マルチヘリカルCT1台、0.5テスラMRI1台、アンギオ1台、ガンマカメラ1台、マンモグラフィー1台、PQCT1台、外科用イメージ1台、レーザープリンター3台、自現機1台、ポーター3台です。そのほか、関連の診療所、老健病院のX線撮影支援も行なっています。

血管撮影室

S63年より心臓カテーテル検査開始、今現在1,295件です。H14年7月腹部心臓併用型シネレスシステム（InfinixVC 東芝）に更新しました。検査内容は、腹部アンギオ・TAE、四肢シャント・PTA、心臓カテーテル検査、動・静脈のステント挿入などです。

問題点

II.サイズが12インチのため、腹部には小さく心臓には大きいので、使用しにくいですが以前に比べれば格段の差です。検査数は少ないですが、確実な診断、画像提供、被曝低減を行なってい

たいと思っております。



施設紹介

福岡大学病院

九州循環器撮影研究会

上野 登喜生

【施設概要】

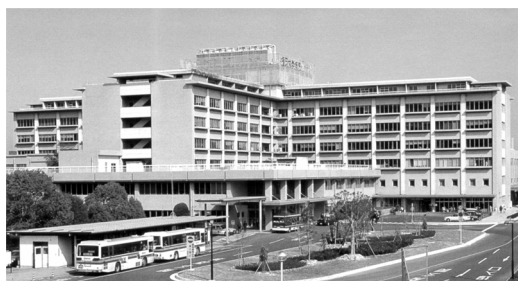
福岡市の南郊、油山山麓北側の緑と水に囲まれた豊かな自然環境に福岡大学病院は、1973年に開院されました。開院当時の写真を見ると、大学および病院付近には池と藪と山しかありません。実際、入院する患者さんは釣り竿を持って入院していたとか…。

現在では、地下鉄3号線が開通予定で、閑静な景色は今昔になりつつあります。

病院施設に目を移しますと、病床数約850で、5機のエレベータとホールを中心に病棟が東西南北に広がる十字型の病院です。1・2階が外来棟を含み、築30年を越えたばかりの施設です。

一日の外来患者数は約1,200名で、大学病院には珍しく土曜日でも頑張っ診察しています。

平成4年には救命救急センターが開設され、設置ヘリポートには毎月数回、福岡市西部を中心に緊急輸送ヘリが往来しています。



病院全景

【放射線部】

放射線部門は、技師32名、受付・助手・アルバイト14名の総勢46名が、次に挙げる装置の間を、仕事に追われ“アリ”のように働いています。

一般撮影装置(12台)、ポータブル撮影装置(3台)、直線断層撮影装置(1台)、パントモ装置(1台) 尿路系撮影装置(2台)、骨塩測定装置(1台)、X線TV装置(4台)、CT(3台)、MRI(2台)、

血管造影装置(2台)、RI(3台)、治療(2台、位置決めCT 1台)、救命救急センターの装置は省略しています。

【血管造影室】

血管造影室は、午前中2~3名、午後は急患対応訓練の為の連携1名を加えて4名という体制で、検査・治療を行っています。

循環器科検査では、虚血性心疾患が年間約800例(POBA・STENT 300例含む)、不整脈治療(EPS・ablation)が約130例行われています。

放射線科検査では、腹部グループ・神経グループとに分かれて検査・治療を行っています。腹部グループでは、HCCを中心にした腹部疾患を年間約1,000例行っています。神経グループでは、マシンの老朽化と診断方法の変化もあり近年は少なく、年間130例ほどとなっています。

現在、装置は設置3台中稼働2台(シーメンス社:マルチスタートップ、フィリップス社:インテグリスH3000)です。平成14年末頃より、16年ぶりに更新された新鋭機1台(フィリップス社製アルーラ)が稼働し、それに併せてシネレス化とネットワーク化が予定されています。

構想では、循環器科・放射線科の各読影室と血管造影室のネットワーク化(将来のPACS化を視野に入れたもの)、読影業務の円滑化、シネレス化による業務軽減と増収益化などが柱となっています。(事務方にネットワークに関するご理解と、予算を得るのが最も大変で、構想が妄想になるところであったとの副技師長談あり)

話は変わりますが、当院での心臓カテーテル検査は近年、6~7割が右の橈骨動脈穿刺へと変わりました。穿刺時の体勢などから、当院では右手を少し外転した状態(検査時も体に密着させない)で検査を行っています。従来より、心臓に近い位置に術者が立つようになった上、防護措置も採り

にくいため、まずは被ばくについての啓蒙活動から行っています。その甲斐あってか、体幹部プロテクターに加えて甲状腺や水晶体用防護具の着用率が高くなってきました。

最後に、私たちの施設では三位一体の血管造影検査というスローガンが掲げられています。積極的な意見を述べるだけでなく、その意見が信頼を持って受け止めて頂けるように、私たちは日々の研鑽が義務づけられています。



血管造影室とスタッフ

事務局報告**事務局だより**

今みちのくは紅葉の時を迎えようとしています。山の頂から赤い絨毯が駆け降りてくるのも、もうすぐです。この会誌に実際皆さんが目を通す頃には…雪の便りが…ですが。

9月7日（土）、昭和大学病院で開催された全循研主催第2回循環器被曝低減技術セミナーでは、循環器画像技術研究会メンバーの努力により充実した1日を過ごすことができました。昨年の関西循環器撮影研究会による第1回といい、スタッフの皆様のパワーとチームワークには頭が下がるばかりです。

昨年从我々、東北循環器撮影研究会がお預かりしていた全国循環器撮影研究会事務局としての仕事も、来春4月、横浜での第17回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会をもって終えることとなります。こちらも循環器画像技術研究会の皆様のバックアップのもと、実り多き会になるよう鋭意準備を進めているところです。ぜひ多くの皆様の参加をお願いします。

慣れない会務の運営に加え、年4回の全循研だよりの発行やホームページの整備等かなりハードな内容でしたが、2年目ともなり多少は肩の力も抜け、また皆様の絶大なる協力のもと何とか進めて来ることができましたこと、心より感謝いたしております。それでは、4月、横浜で…。

全国循環器撮影研究会事務局長 佐藤 州彦

平成 13 年度 第 16 回全国循環器撮影研究会理事会議事録抄

日 時：平成 14 年 4 月 5 日(金)16:30～19:00

会 場：ホテルゴーフリッツ 5F カスティーリア

出席者(敬称略)：

会 長：江口 陽一

常任理事：佐々木正寿／中澤 靖夫／安永 国広

理 事：井上 勝広／吉村秀太郎、斉藤 岩男／可児 敏廣
米沢 正雄／横田 忍／小川 和久(代理)

監 事：新谷 光夫／川中 秀文

事務局長：佐藤 州彦

事務局：梁川 功(会計担当)／石屋 博樹(会員担当)、
佐藤 俊光(情報担当)／中田 充(記録担当)

編集局長：岡田 明男

オブザーバー：木村 均(理事へのお願いがあり参加)

若松 修(循環器画像技術研究会)

昨年 12 月に急逝された関研幹事、岸 秀輝 氏への黙祷後、江口会長の挨拶により議事が開始された。

議 事

議題 1. 平成 13 年度 会務報告

1) 事業報告

(1) 活動報告

江口会長より平成 13 年 4 月 1 日～平成 14 年 3 月 31 日までの活動報告がなされた。

(2) 庶務報告

佐藤事務局より庶務報告がなされた。

(3) 会員動向報告

石屋会員担当より会員動向の報告がなされた。

(4) 情報部報告

佐藤情報担当より活動報告がなされた。

(5) 編集報告

岡田編集局担当より活動報告がなされた。

(1)～(5)の詳細は、総会議事録抄を参照。

(6) 専門委員会報告

①学術委員会(中澤常任理事)

被ばく低減に関する課題研究を提案。全循研としての被ばく低減セミナー用テキストを作成する予定。

②編集委員会(佐々木常任理事)

会誌第 15 巻発行に向け、編集委員にメールにて連絡をとり準備を行う予定。

③総会企画委員会(安永常任理事)

第 16 回総会・学術研究発表会は JMCP 会場を借りて 2 時間 50 分の中で行われる。今後、限ら

れた時間の中で総会・学術研究発表会をどのように行うかを参考にし、次回の準備を行う予定。

2) 平成 13 年度決算報告(梁川会計担当)

資料をもとに収支報告があった。

安永：だより広告 8 社は会誌分も含め、今後も引き続き広告依頼できるのか。

梁川：カタログ同封はメーカーとして最新の情報を提供できるという事で乗り気である。

3) 平成 13 年度監査報告(新谷監事)

平成 12 年度業務、会計監査が適正に間違いなく処理されているとの報告があった。

《1)から 3)まで一括審議・承認された。》

平成 13 年度課題研究主任研究員木村氏より各理事に対してアンケートの参加施設を紹介して欲しいとのお願いがあった。

議題 2. 平成 14 年度活動計画

1) 平成 14 年度活動計画(江口会長)

○第 16 回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会の開催(H14/4/6)

○会誌第 15 巻、会員名簿、全循研だよりの発行

○一般研究および課題研究への助成

○推進母体研究会への講師推薦・派遣

○被曝低減技術セミナーの開催

○被曝低減技術セミナー用のテキスト作成

○ホームページと電子メールによる情報提供

2) 会誌第 15 巻、会員名簿、全循研だより発行について

○会誌第 15 巻、会員名簿の発行 (平成 14 年 12 月 1 日発行予定)

○全循研だよりの発行 (4 回発行予定)

3) 平成 14 年度研究助成について

一般研究助成 … 応募なし

課題研究助成 … 申請 1 題

「心臓カテーテル検査における透視線量および被ばく低減技術の標準化 (ガイドライン化を目指す)

主任研究員: 田島 修 (循環器画像技術研究会)

4) 被曝低減セミナーの開催について

開催立候補: 循環器画像技術研究会

時 期: 平成 14 年 9 月 7 日(土)

開 催 地: 昭和大学病院中央棟 7 階研修室
(40~50 名対象)

5) 被曝低減技術セミナー用テキスト作成について

○被曝低減技術セミナー用に統一したテキストを作成する。

○テキストは平成 15 年の 8 月までに完成する (平成 15 年の秋のセミナーに間に合うように)

○平成 14 年度は執筆内容の検討、執筆、編集、監修を行う

○印刷費は平成 15 年度の予算案に計上する

○執筆は全ての推進母体研究会にお願いするが、テキストの編集は課題研究のように 1 つの推進母体研究会にお願いする。候補として関西循環器撮影研究会。

中澤: 平成 14 年度の予算計上 30 万円は多いのではないか。監修費は 10 万円程度である。

安永: 編集に関しては関西循環器撮影研究会で行います。候補は滋賀医大の横田氏である。

予算計上 30 万円で各理事において承認された。

6) ホームページと電子メールによる情報提供

○平成 14 年度もホームページと電子メールによる情報提供を行う。

○新たに賛助会員からの情報ページをホームページ開設する。

7) 平成 14 年度予算案

別頁参照

8) 会則の一部改訂 (案)

(1) 『第 5 条 2. 賛助会員 本会の目的に賛助し会費年額 1 口 10,000 円で、1 口以上を納めた者ま

たは団体』の 1 口 10,000 円から 1 口 30,000 円に改訂

(2) 決算時期を 3 月 31 日から 1 ヶ月ほど繰り上げる

常任理事会において総会資料を事前に配布し、総会を簡素化するという提案があり、そのために決算時期を 1 ヶ月ほど繰り上げてはとの意見がありました。

事務局の検討では、決算時期を 3 月 31 日から 1 ヶ月ほど繰り上げた場合、監査と理事会も繰り上げる必要がでてきます。予算面から監査・理事会開催を学会前に行うのは困難と思われます。

安永: 例年、中間監査を一度行うので、それ以降のものはコピー等の郵送か何かで行い、総会の簡素化を図りたい。事前に使用を準備しておき、訂正は総会時に口頭で行ってはどうか。

中澤: 予算案はメール等で事前にできないものか。
梁川: 活動計画が決まらなると予算の提案はできない。

米沢: 前日に総会と懇親会を行ってはどうか。

中澤: 総会には一般会員が参加した方がよい。

(1)については承認、(2)については事前に総会資料を作成しておき、理事会で訂正があった場合は総会時に口頭で訂正することで承認された。

9) 平成 14 年度役員選出

会長候補(案): 江口 陽一 氏

(東北循環器撮影研究会)

監事候補(案): 新谷監事(2 年)改選、川中監事はもう 1 期。新谷監事の後任として宮崎 勝利 氏 (循環器 I・S 研究会)

平成 14 年度理事と推進母体研究会代表者名簿

10) 第 16 回総会・学術研究発表会・役員懇親会について

○総会提案議題について

江口会長より資料をもとに総会提案議題(第 1 号議案から第 8 号議案)を提案

○総会進行について

進 行: 大竹野 浩史 氏

(関西循環器撮影研究会)

議長候補: 栃山 博徳 氏

(岡山アンギオ研究会)

○第 16 回学術研究発表会について

○会場整理費について

会場整理費は、会員は無料、非会員は資料代 (全

循研だより No.4) として 500 円を徴収する。会員、非会員の別は自己申告制とする

*当日は受付にて入会申込や会費納入も受け付ける。

○懇親会について

日 時:平成 14 年 4 月 5 日(金) 19:00~21:00
場 所:ホテルゴーフルリッツ 5F カステイ
ーリア

予定人員:70 名

会 費:3,000 円

11) 次期研究会(第 17 回総会・学術研究発表会)について

日 時:平成 15 年 4 月 12 日(希望)

開 催 地:横浜市

会 場:JMCP 会場を借用する

実行委員:循環器画像技術研究会担当

企 画 案:総会企画委員会よりの提案をふまえて検討する

12) 平成 15 年度会長候補

平成 15 年度会長候補(案):中澤 靖夫氏(循環器画像技術研究会)

13) 推進母体研究会からの提案議題

九州循環器研究会からのホームページ講座へのご

意見

小川:依頼されている内容はホームページの画面で見るとボリュームとしては大きすぎる。

江口:現在、若い層の入会者が少なく、本会をそういう層に対しても価値ある会にしたい、対象は入門者向けで行う予定であり現在行っている。いずれ全循研の財産にもなりうる。講座は PDF ファイルのダウンロード形式で、画面でも見ることができるが印刷しても見ることができる。

横田:著作権の問題はどうなるのか。

中澤:メーカーのものに関しては名前を入れてあげるだけでよいと思われる。循環器撮影研究会としては今のままでよいと思う。

14) 今後の会務運営について

安永:セミナーのテキストに関して中澤氏の提案内容の議論がなされていないが、関西循環器撮影技術研究会で内容をもう一度吟味する。

《1)~14)まで承認された。》

全ての議事終了後、江口会長より挨拶があり理事会を閉会した。

平成 13 年度 第 16 回全国循環器撮影研究会総会議事録抄

日 時：平成 14 年 4 月 6 日（土）18:50～19:05
会 場：神戸商工会議所会館 商工ホールA
 大竹野 浩史氏の進行により総会が開催された。

1. 開会の辞

大竹野氏により開会宣言

2. 会長挨拶

江口会長より挨拶

3. 議長選出

栃山 博徳氏（津山中央病院）が選出された。

4. 議 事

第 1 号議案 平成 13 年度活動報告

江口会長より事業報告

(1) 活動報告（総括）

- ①第 15 回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会(15 周年記念大会)を神戸風月堂ゴーフル劇場で開催(H13/4/7)
- ②事務局引継ぎ(循環器画像技術研究会→東北循環器撮影研究会)(H13/4/28)
- ③平成 13 年度課題研究を 2 題委嘱
 ※「デジタル動画ネットワークの現状と問題点」
 主任研究員：荒居 広明
 ((財)心臓血管研究所付属病院)
 ※「循環器撮影(IVR)における被曝線量の全国調査」 主任研究員：木村 均
 (弘前大学医学部附属病院)
- ④メールマガジン「JSCT Topics of The Day」の送信開始 (H13/5/23)
- ⑤全国循環器撮影研究会だより No.1 を発行 (H13/6/20)
 メールアドレス調査・会費納入促進・新入会者勧誘・再入会のお願い
- ⑥推進母体研究会より講師派遣要請があり講師を派遣
 粟井 一夫(国立循環器病センター)(H13/11/3)
 北海道シネ撮影技術研究会・平成 13 年度シネ撮影セミナー(札幌)
 荒居 広明((財)心臓血管研究所付属病院)
 (H13/12/2)
 第 35 回東北循環器撮影研究会(仙台)
- ⑦全国循環器撮影研究会だより No.2 を発行 (H13/9/9)

ホームページ講座を開始

- ⑧第 16 回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会の企画策定
- ⑨ホームページのサーバーを「HOOPS!」から「UMIN」に変更 (H13/10/1)
- ⑩会員にユーザ名、パスワードを発行 (H13/10/1)
- ⑪ホームページ講座の執筆を推進母体研究会に依頼 (H13/10/17)
- ⑫循環器被曝低減技術セミナーを開催 参加人数 41 名 (関西循環器撮影研究会：大阪)
 (H13/11/18)
- ⑬常任理事会・中間監査実施(仙台市 住友生命青葉通ビル 2F 会議室)(H13/12/1)
- ⑭会誌第 14 巻・会員名簿・だより No.3 を発行 (H13/12/15)
- ⑮全国循環器撮影研究会だより No.4 を発行 (H14/3/1)
- ⑯事務局会議開催(8 回)

(2) 庶務報告(佐藤事務局長)

- ①各役員宛委嘱状・施設長宛依頼状拝送 (H13/5/16)
- ②課題研究主任研究員宛委嘱状拝送 (H13/5/16)
- ③平成 13 年度賛助協力および会誌第 14 巻への広告掲載依頼文送付 (H13/5/18)
- ④平成 13 年度賛助協力および会誌第 14 巻への広告掲載依頼文再送付 (H13/9/10)
- ⑤循環器被曝低減セミナー実行委員宛委嘱状拝送・講師宛依頼状拝送 (H13/10)
- ⑥循環器被曝低減セミナー修了証書(41 名)を発行 (H13/11/18)

- ⑧JMCPへ学会会場借用を依頼 (H13/12/10)
- ⑨JMCPより学会会場借用の許可 (H14/1/17)
- ⑩会員宛、第16回総会・学術研究発表会案内(はがき)送付 (H14/2/1)
- ⑪賛助会員・広告掲載メーカ宛第16回総会・学術研究発表会案内状送付 (H14/2/1)
- ⑫コダック社の冊子への第16回総会・学術研究発表会案内の掲載を依頼 (H14/2/8)

(3) 会員動向報告 (佐藤事務局長)

- ①全循研だよりで、メールアドレス調査・会費納入促進・新入会勧誘・再入会のお願い
- ②会員動向と会費納入状況 (H14/3/31 現在)
平成13年度のべ会員登録数：813名
(退会：63名含む)
平成13年度会員総数：400名
(前年度比：+13名、新入会：53名)
平成13年度会費納入者数：337名
(納入率：84.3%)

(4) 情報部報告 (佐藤事務局長)

- ①メールマガジン「JSCT Topics of The Day」の送信開始 (H13/5/23)
- ②ホームページのサーバーを「HOOPS!」から「UMIN」に変更 (H13/10/1)
- ③会員にユーザ名、パスワードを発行 (H13/10/1)
- ④BBSを「HOOPS!」から「便利 Web」に変更 (H13/10/1)
- ⑤ホームページのデザインを一新 (H13/11/9)
- ⑥ホームページ講座を開始 (H13/11/9)
- ⑦だよりのバックナンバーの閲覧を可能にする (H13/11/9)
- ⑧会誌のバックナンバーの閲覧を可能にする (H14/1/22)

(5) 編集報告

- ①事務局移転の挨拶状印刷依頼・発送 (H13/5)
- ②事務局・編集局の合同会議にて会誌14巻の企画案策定 (H13/5)
- ③各関係者・各方面に原稿執筆依頼 (H13/5)
- ④全国循環器撮影研究会だより No.1 を発行 (H13/6/20)
- ⑤賛助会員・広告申し込み受付および広告版下の受取り (H13/6~10)
- ⑥会誌第14巻原稿の校正実施 (H13/6~11)
- ⑦全国循環器撮影研究会だより No.2 を発行

(H13/9/9)

- ⑧会誌第14巻(700部)および会員名簿(450部)印刷・製本・発送 (H13/12/15)
- ⑨全国循環器撮影研究会だより No.3 を発行 (H13/12/15)
- ⑩全国循環器撮影研究会だより No.4 を発行 (H14/3/1)
- ⑪第16回学術研究発表会の前抄録発行(全循研だより No.4にて)

第2号議案 平成13年度決算報告 (別紙)

梁川会計担当より収支報告

第3号議案 平成13年度監査報告 (別紙)

新谷監事より報告

≪第1号議案から第3号議案まで一括審議後、承認された。≫

第4号議案 平成14年度活動計画

江口会長より提案

- ①第16回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会の開催 (H14/4/6)
- ②会誌第15巻および会員名簿の発行 (平成14年12月1日発行予定)
- ③全循研だよりの発行 (4回発行予定)
- ④一般研究および課題研究への助成
- ⑤推進母体研究会への講師推薦・派遣
- ⑥被曝低減技術セミナーの開催
- ⑦被曝低減技術セミナー用のテキスト作成
- ⑧ホームページと電子メールによる情報提供

第5号議案 平成14年度予算案 (別紙)

梁川会計担当より提案

第6号議案 会則の改訂

江口会長より提案

- ①会則の一部改訂(案)

『第5条 2.賛助会員 本会の目的に賛助し会費年額1口10,000円で、1口以上を納めた者または団体』の1口10,000円から1口30,000円に改訂

≪第4号議案から第6号議案まで一括審議後、承認された。≫

第7号議案 平成14年度役員選出

会長・監事の選出

会長候補：江口 陽一（東北循環器撮影研究会）

監事候補：川中 秀文（九州循環器撮影研究会）

宮崎 勝利（循環器I・S研究会）

以上の3名が推薦され、会場において承認された。

第8号議案 その他

特になし

5. 閉会の辞

大竹野氏により閉会の辞

平成 13 年度 会計収支報告

収入の部

平成13年4月1日～平成14年3月31日 (単位:円)

勘定科目			予算額	決算額	備 考
大科目	中科目	小科目			
会費収入			3,451,000	3,723,000	
会費収入	会費収入	一般会員会費	1,161,000	1,161,000	387名(12年度45名・13年度250名・14年度92名)
		賛助会員会費	560,000	610,000	16社
	登録費収入	130,000	212,000	研究会参加登録費	
	研究会参加登録費	130,000	212,000	155名(会員1,000×98=¥98,000 非会員2,000×57=¥114,000)	
	広告費収入	1,600,000	1,740,000	会誌掲載広告費	
	会誌掲載広告費	1,600,000	1,740,000	会誌掲載広告費23社(¥1,500,000) 全循研だより広告費8社(¥240,000)	
雑収入			500	273	
	利息	500	273		
当期収入合計(A)			3,451,500	3,723,273	
前期繰越金(B)			2,866,471	2,866,471	
収入合計(C)=(A+B)			6,317,971	6,589,744	

支出の部

勘定科目			予算額	決算額	備 考
大科目	中科目	小科目			
事業費			2,930,000	2,640,105	
事業費	研究発表会費	研究発表会費	750,000	863,305	
		第15回記念特別費	300,000	296,750	実行委員会会議費(¥20,697) 第15回記念祝賀会負担金(¥276,053)
		会場費	200,000	196,245	会場使用料(¥144,000)、照明料(¥10,000)、スクリーン用料(¥15,000)、マイク使用料(¥17,500)、消費税他(¥9,745)
		実行委員役務費	250,000	370,310	第15回総会・研究発表会実行委員役務費
	会誌費	会誌費	1,800,000	1,436,520	
		印刷製本費	1,600,000	1,322,370	研究会誌No.14(¥900,000)、会員名簿(¥42,750)、全循研だより2,3,4号(¥211,500)、挨拶状、封筒等(¥91,000)、振込み票(¥10,000)、消費税等(¥67,120)
		通信運搬費	200,000	114,150	会誌等発送費
	研究助成金	研究助成金	250,000	240,280	
		学術奨励費	200,000	200,000	課題研究助成金
	諸委員会費	講演助成金	50,000	40,280	北海道シネ研(¥30,200)・東北循環器研究会(¥10,080)
セミナー開催助成		100,000	100,000	被曝低減セミナー助成金(関西循環器研究会)	
委員会活動費		30,000	0		
管理費			821,500	984,716	
管理費	会議費	会議費	70,000	103,641	
		常任理事会費	20,000	15,000	会議室使用謝礼
	理事会費	50,000	88,641	会場費、軽食他	
	旅費交通費	旅費交通費	320,000	346,530	
		常任理事会・監査旅費	220,000	246,530	常任理事、監査、事務局(交通費、宿泊費、日当)
	理事会旅費	100,000	100,000	平成12年度理事会(理事、監事、事務局日当)	
	事務局運営費	事務局運営費	270,000	306,653	
		会議費	150,000	227,010	事務局引継ぎ旅費・日当(¥119,840) 事務局運営会議費(¥107,170)
		通信費	100,000	66,487	各種通信用切手代・郵送料
		消耗品費	20,000	13,156	事務用品等
	ホームページ運営費	ホームページ運営費	150,000	227,367	
		メンテナンス費	50,000	46,987	ホームページ運営関係ソフト代
		通信費	100,000	180,380	全循研だより1,2,4号発送費
	予備費	予備費	11,500	525	
		雑費	11,500	525	第16回総会・研究発表会準備金振込み手数料
当期支出合計(D)			3,751,500	3,624,821	
当期収支差額(A)-(D)			-300,000	98,452	
次期繰越収支額(C)-(D)			2,566,471	2,964,923	

平成 13 年度監査報告

全国循環器撮影研究会会則 21 条の規定により監査を行ったので、下記の通り報告します。

記

1. 業務監査

会務については、常任理事会および理事会に出席し担当理事の業務報告審議を聴取するとともに、各種の公文書および議事録文書綴り等を閲覧した。

2. 会計監査

財務については、平成 13 年 4 月 1 日から平成 13 年 11 月 30 日までの期間については平成 13 年 12 月 1 日に、平成 13 年 12 月 1 日から平成 14 年 3 月 31 日までについては平成 14 年 4 月 5 日に、会計、収支計算書および証拠書類、その他関係書面を審査した結果、適正に間違いなく処理されていることを認めます。

平成 14 年 4 月 5 日

全国循環器撮影研究会 監事 新谷 光夫



川中 秀文



平成 14 年度 会計予算報告

収入の部

平成14年4月1日～平成15年3月31日 (単位: 円)

勘定科目			予 算 額	備 考
大科目	中科目	小科目		
会費収入			3,580,000	
	会費収入		1,810,000	
		一般会員会費	1,200,000	400名 (13年度納入者387名)
		賛助会員会費	610,000	13年度実績(16社)
	登録費収入		30,000	
		研究会参加登録費	30,000	非会員60×¥500(第15回総会実績)
	広告費収入		1,740,000	
		会誌掲載広告費	1,500,000	13年度実績 (23社)
		全循研だより広告費	240,000	13年度実績 (8社)
雑収入			500	
	利 息		500	
当期収入合計(A)			3,580,500	
前期繰越金(B)			2,964,923	
収入合計(C) =(A+B)			6,545,423	

支出の部

勘定科目			予 算 額	備 考
大科目	中科目	小科目		
事業費			3,060,000	
	研究発表会費		350,000	
		会場費	50,000	第16回総会・研究発表会会場諸費
		講師料	50,000	講師謝礼
		実行委員役務費	250,000	第16回総会・研究発表会実行委員役務費
	会 誌 費		1,980,000	
		印刷製本費	1,600,000	会誌、会員名簿、だより印刷代
		通信運搬費	380,000	会誌、全循研だより発送費
	研究助成金		250,000	
		学術奨励費	200,000	課題研究助成金
		講演助成金	50,000	講師派遣旅費助成
	諸委員会費		480,000	
		セミナー開催助成	450,000	被曝低減セミナー (¥100,000)、テキスト作成費(¥300,000)、会長行動費 (¥50,000)
		委員会活動費	30,000	
管理費			820,500	
	会議費		170,000	
		常任理事会費	20,000	会場費
		理事会費	150,000	会場費、軽食他
	旅費交通費		330,000	
		常任理事会・監査旅費	230,000	交通費、宿泊費、日当
		理事会旅費	100,000	平成13年度理事会日当
	事務局運営費		240,000	
		会議費	120,000	事務局運営会議費、役務費
		通信費	100,000	各種通信用切手代、郵送費
		消耗品費	20,000	事務用品等
	ホームページ運営費		50,000	
		メンテナンス費	50,000	ホームページ運営費
	予備費		30,500	
		雑費	30,500	
当期支出合計(D)			3,880,500	
当期収支差額(A)-(D)			-300,000	
次期繰越収支額(C)-(D)			2,664,923	

平成 14 年度 全国循環器撮影研究会推進母体代表者名簿

北海道シネ撮影研究会 横山 博一
 心臓血管センター北海道大野病院 画像診断部
 〒063-0034 北海道札幌市西区西野 4 条 1-1-30
 TEL 011-665-0020 Fax 011-665-0242
 E-mail yokoyama@cvc-ohno.or.jp (施設)

東北循環器撮影研究会 佐々木 正寿
 東北大学医学部附属病院 放射線部
 〒980-8574 宮城県仙台市青葉区星陵町 1-1
 TEL 022-717-7418 Fax 022-717-7430
 E-mail m-sasaki@rad.med.tohoku.ac.jp (施設)

新潟アンギオ画像研究会 宮路 隆也
 新潟市民病院 中央放射線部
 〒950-8739 新潟県新潟市紫竹山 2-6-1
 TEL 025-241-5151 Fax 025-241-5163
 E-mail takaya1122@nyc.odn.ne.jp (個人)

循環器 I・S 研究会 宮崎 勝利
 東京医科大学病院 放射線部
 〒160-0023 東京都新宿区西新宿 6-7-1
 TEL 03-3342-6111
(事務局) 齋藤 岩男
 北里大学病院 放射線部
 〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1
 TEL 042-778-7506 Fax 042-778-9566
 E-mail saito524@d5.dion.ne.jp (個人)

循環器画像技術研究会 中澤 靖夫
 昭和大学病院 放射線部
 〒142-8666 東京都品川区旗の台 1-5-8
 TEL 03-3784-8418 Fax 03-3784-8464
 E-mail nakazawa@cmed.showa-u.ac.jp (施設)
(事務局長) 齋藤 肇
 昭和大学病院 放射線部
 〒142-8666 東京都品川区旗の台 1-5-8
 TEL 03-3784-8418 Fax 03-3784-8464
 E-mail saito524@cmed.showa-u.ac.jp (施設)
(事務局) 藤木 美穂
 昭和大学病院 放射線部
 〒142-8666 東京都品川区旗の台 1-5-8
 TEL 03-3784-8418 Fax 03-3784-8464
 E-mail mfujiki@cmed.showa-u.ac.jp (施設)

東海循環器画像研究会 可児 敏廣
 社会保険中京病院 放射線部
 〒457-8510 愛知県名古屋市中南区三条 1-1-10
 TEL 052-691-7151 Fax 052-692-5220
 E-mail kani1476@quartz.ocn.ne.jp (個人)
(事務局) 石橋 一都
 名古屋大学医学部附属病院 放射線部
 〒466-8560 愛知県名古屋市中区和区鶴舞町 65
 TEL 052-744-2541
 E-mail kishi-ngy@umin.ac.jp (施設)

北陸アンギオ研究会 米沢 正雄
 金沢循環器病院 放射線科
 〒920-0007 石川県金沢市田中町は 16
 TEL 076-253-8065 Fax 076-253-0008
 E-mail yonezawa@kanazawa-net.ne.jp (個人)
(事務局) 清水 満
 金沢大学医学部附属病院 放射線部
 〒920-0934 石川県金沢市宝町 13-1
 TEL 076-265-2000 Fax 076-234-4311
 E-mail m.shimizu@rad.m.kanazawa-u.ac.jp (施設)
(事務局) 飯田 泰治
 金沢大学医学部附属病院 放射線部
 〒920-0934 石川県金沢市宝町 13-1
 TEL 076-265-2000 Fax 076-234-4311
 E-mail iida@rad.m.kanazawa-u.ac.jp (施設)

関西循環器撮影研究会 安永 国広
 岸和田市民病院 中央放射線部
 〒596-8501 大阪府岸和田市額原町 1001
 TEL 0724-45-1000 Fax 0724-41-8834
 E-mail kch-rt@kch.city.kishiwada.osaka.jp (施設)
(事務局) 田辺 智晴
 大阪府立母子保健総合医療センター 放射線科
 〒594-1101 大阪府和泉市室堂町 840
 TEL 0725-56-1220 Fax 0725-56-5682
 E-mail tanabe@mch.pref.osaka.jp (施設)

岡山県アンギオ研究会 枋山 博徳
 津山中央病院 放射線科
 〒708-0841 岡山県津山市川崎 1756
 TEL 0868-21-8111 Fax 0868-31-3374
 E-mail totiyama@tch.or.jp (施設)

愛媛アンギオ研究会 吉本 政弘
愛媛大学医学部附属病院 放射線部
〒791-0295 愛媛県温泉郡重信町志津川
TEL 089-960-5650 Fax 089-960-5659
E-mail yosimoto@m.ehime-u.ac.jp (施設)

(事務局) 小川 和久
九州大学医学部附属病院 放射線部
〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1
TEL 092-642-5791 Fax 092-642-5833
E-mail kogawa@st.hosp.kyushu-u.ac.jp (施設)

九州循環器撮影研究会 梅津 芳幸
九州大学医学部附属病院 放射線部
〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1
TEL 092-642-5791 Fax 092-642-5833
E-mail yumedu@st.hosp.kyushu-u.ac.jp (施設)

平成 14 年度 全国循環器撮影研究会役員名簿

会 長

東北循環器撮影研究会 江口 陽一
山形大学医学部附属病院 放射線部
〒990-9585 山形県山形市飯田西 2-2-2
TEL 023-635-5118 Fax 023-628-5799
E-mail yeguchi@med.id.yamagata-u.ac.jp (施設)

E-mail nakazawa@cmed.showa-u.ac.jp (施設)
関西循環器撮影研究会 安永 国広
(総会企画委員長)
岸和田市民病院 中央放射線部
〒596-8501 大阪府岸和田市額原町 1001
TEL 0724-45-1000 Fax 0724-41-8834
E-mail kch-rt@kch.city.kishiwada.osaka.jp (施設)

監 事

九州循環器撮影研究会 川中 秀文
社会保険小倉記念病院 放射線技師部
〒802-8555 福岡県北九州市小倉北区貴船町
1-1
TEL 093-921-2231
E-mail h-kawanaka@est.hi-ho.ne.jp (個人)

理 事

北海道シネ撮影技術研究会 井上 勝広
(総会企画委員)
北海道立小児総合保健センター 放射線科
〒047-0261 北海道小樽市銭函町 1-10-1
TEL 0134-62-5511 Fax 0134-62-5517
E-mail kachi@mbe.sphere.ne.jp (個人)

循環器 I・S 研究会 宮崎 勝利
東京医科大学病院 放射線部
〒160-0023 東京都新宿区西新宿 6-7-1
TEL 03-3342-6111

新潟アンギオ画像研究会 吉村 秀太郎
(学術委員)
新潟大学医学部附属病院 放射線部
〒951-8520 新潟県新潟市旭町通 1-754
TEL 025-227-2721 Fax 025-275-2717
E-mail yoshide-nii@umin.ac.jp (個人)

常任理事

東北循環器撮影研究会 佐々木 正寿
(編集委員長)
東北大学医学部附属病院 放射線部
〒980-8574 宮城県仙台市青葉区星陵町 1-1
TEL 022-717-7418 Fax 022-717-7430
E-mail m-sasaki@rad.med.tohoku.ac.jp (施設)

循環器 I・S 研究会 齋藤 岩男
(総会企画委員)
北里大学病院 放射線部
〒228-8555 神奈川県相模原市北里 1-15-1
TEL 042-778-7506 Fax 042-778-9566
E-mail saito524@d5.dion.ne.jp (個人)

循環器画像技術研究会 中澤 靖夫
(学術委員長)
昭和大学病院 放射線部
〒142-8666 東京都品川区旗の台 1-5-8
TEL 03-3784-8418 Fax 03-3784-8464

東海循環器画像研究会 可児 敏廣
(学術委員)
社会保険中京病院 放射線部
〒457-8510 愛知県名古屋市中南区三条 1-1-10
TEL 052-691-7151 Fax 052-692-5220
E-mail kani1476@quartz.ocn.ne.jp (個人)

入会及び再入会のご案内

官製葉書またはメールにて『全国循環器撮影研究会入会希望』と記入し、氏名・施設名・所属（部、科名）・郵便番号・住所・電話番号、e-mail address を列記し、下記事務局までお送りください。なお、所属研究会がありましたら、同時にご記入ください。

葉書、メールが到着次第、折り返しメールまたは電話にてご連絡いたします。連絡が来ましたら郵便振込用紙（払込通知票）に下記必要事項をお書きの上、年会費 3,000 円をお振り込み下さい。

また、研究会誌に折り込んである専用郵便振込用紙（払込通知票）でも入会、再入会申し込みができます。

1) 振込先：講座番号・01700-6-47405

加入者名・全国循環器撮影研究会

2) 金額：新規入会 3,000 円、再入会 6,000 円（前年度分会費を含む）

3) 振込人：住所・施設名・氏名をご記入ください。

4) 振込用紙の通信欄には、「新入会希望」または「再入会希望」とご記入ください。

入金確認後、入会承認通知書、研究会誌（最新号）、ホームページで必要なユーザー名、パスワードを郵送いたします。

発送先

〒980-8574 宮城県仙台市青葉区星陵町1番1号

東北大学医学部附属病院 放射線部内

全国循環器撮影研究会 事務局

石屋 博樹 宛

TEL:022-717-7418、Fax:022-717-7430

e-mail:zenjunken@yahoo.co.jp

http://plaza.umin.ac.jp/~zen-jun/

※会誌郵送を自宅に希望される方は、自宅の郵便番号、住所も追加記入して下さい。

※施設名や住所は省略せずにご記入願います。

※振込手数料は、ご負担願います。

全循研ホームページにも入会申し込み方法を掲載してありますのでご利用下さい。

平成 15 年度分研究会費振込のお願い

本誌綴込みの平成 15 年度分会費振込用紙（払込通知票）に下記必要事項を記載の上、平成 15 年 9 月までにお振り込みくださいますようお願い致します。なお平成 7 年度総会において、年会費が 3,000 円になっておりますので、金額を確認の上ご入金ください。（年会費 3,000 円は平成 9 年度より）

1. 振込用紙には、住所、施設名、氏名を記入ください。

2. 通信欄には、会員番号をご記入ください。また、勤務先等の変更につきましても、通信欄にご記入ください。

（会員番号は、送付封筒宛名に記載してあります）

全国循環器撮影研究会会則

第 1 章 総 則

- 第 1 条 本会は全国循環器撮影研究会 (Japanese Society of Circulatory Technology) と称する (以下本会という)。
- 第 2 条 本会の事務局は会長の指定する場所に置く。

第 2 章 目的および事業

- 第 3 条 本会は放射線撮影技術学における循環器撮影およびその関連技術に関する研究発表、知識の交換並びに会員の資質の向上と相互の親睦をはかることを目的とする。
- 第 4 条 本会は前条の目的達成のため、次の事業を行う。
1. 学術研究発表会、講演会の開催。
 2. 機関誌の発行。
 3. その他本会の目的達成に必要なこと。

第 3 章 会 員

- 第 5 条 本会の会員は次のとおりとする。
1. 正会員 本会の目的に賛同し会費年額 3,000 円を納める者。
 2. 賛助会員 本会の目的に賛助し会費年額 1 口 30,000 円で、1 口以上を納める者または団体。
- 第 6 条 本会に入会しようとする者は、所定の入会申込書を事務局に提出するものとし、職種、資格は問わない。
- 第 7 条 会員はすべて機関誌の配布を受け、本会の主催する研究発表会、その他の事業に参加することができる。

第 4 章 役 員

- 第 8 条 本会に次の役員を置く。
1. 会長 1 名
 2. 事務局長 1 名
 3. 理事 若干名
 4. 監事 2 名
- 第 9 条 会長および監事は本会の総会において正会員中より選出する。会長は本会を代表し会務を統括する。
- 第 10 条 事務局長および理事は会長が推薦し、本会の総会の承認を得る。
- 第 11 条 常任理事は理事中より会長が指名し、会長を補佐する。
- 第 12 条 役員任期は 1 年とする。ただし、再任をさまたげない。
- 第 13 条 本会は顧問を置くことができる。顧問は理事会において決定する。

第 5 章 会 議

- 第 14 条 会議は総会、理事会、常任理事会とする。
- 第 15 条 総会は毎年 1 回以上開催し、会長が招集する。総会では会務を報告し、会則の変更等、重要事項を審議決定する。

- 第 16 条 総会の議事は出席者の過半数をもって決し、可否同数のときは議長が決するところによる。
第 17 条 理事会は理事によって構成され、本会の重要事項を審議する。
第 18 条 常任理事会は常任理事により構成され、会長を補佐し、本会の運営について審議し、その事業を執行する。また、会長に事故あるときは次期総会までの間、職務代行者を推薦する。
第 19 条 理事会、常任理事会は会長が招集する。

第 6 章 会 則

- 第 20 条 本会の経費は会費、寄付金およびその他の収入をもって充当する。
第 21 条 監事は本会の事業および会計内容について年 1 回以上の監査を行わなければならない。
第 22 条 本会の会計年度は毎年 4 月 1 日より始まり翌年 3 月 31 日に終る。

付 則

1. この会則は平成 2 年 4 月 4 日より施行するものとする。

平成 8 年 3 月 31 日一部改訂

平成 14 年 4 月 6 日一部改訂

2. 本会の推進母体は次に掲げる各研究会である。

北海道シネ撮影技術研究会

東北循環器撮影研究会

新潟アンギオ画像研究会

循環器 I・S 研究会

循環器画像技術研究会

東海循環器画像研究会

北陸アンギオ研究会

関西循環器撮影研究会

岡山県アンギオ研究会

愛媛アンギオ研究会

九州循環器撮影研究会

全国循環器撮影研究会誌

(Japanese Journal of Circulatory Technology)

投稿ならびに執筆規定

【募集論文の種類】

循環器撮影技術に関する研究ならびに症例の論文を募集いたします。新しい技術を用いた研究、珍しい症例とそれに対する撮影技術上の工夫など、独創性のある論文を積極的にご投稿ください。

【論文の審査】

投稿論文の査読は編集委員および編集顧問が行います。審査の結果、編集方針に従って原稿の加筆、削除および一部分の書き直しをお願いすることがあります。また編集委員の責任において多少字句の修正をすることがありますので予めご了承ください。

【執筆要項】

- 1) 文体：文体は口語体（である調）とし、簡潔明瞭にお書きください。
- 2) 表題頁：題名、所属機関名、著者名（共著者を含む）を原稿用紙一枚目にお書きください。
- 3) 要約：研究の場合は400字、症例の場合は200字以内に和文で記述してください。
- 4) 論文の形式：研究の場合は、目的、方法、結果、考察、結論の書式で、症例の場合は、はじめに、方法、症例、技術的考察、結論（なくても可）の書式で記述してください。
- 5) 論文の長さ：研究の場合は、400字詰原稿用紙 25 枚以内（図、表、写真、文献を含む）、症例の場合は、400字詰原稿用紙 15 枚以内（図、表、写真、文献）とします。図、表、写真は原稿用紙 1/2～1 枚に相当します。
- 6) 術語：術語は日本放射線技術学会制定（放射線技術用語集）の用語に準じ、計量単位は SI 単位を原則とします。
- 7) 略語：略語は原則として用いないでください。やむをえず使用する際には、文中で瀕回に使用される術語であること、かつ習慣的に普遍的に用いられるもののみとし、その語が用いられる最初の箇所にもその内容を明記してください。
- 8) 引用文献：引用文献は本文引用箇所の右肩に、赤字で引用順に番号を記載してください。

- 9) 文献の表記法：著者名は3名まで列記し、次のように文末に記載してください。雑誌名の略称は Index Medicus や医学中央雑誌を参考にしてください。

●雑誌の場合

- 1) 三和秋雄：I.I.の輝度測定について、全国シネ撮影技術研究会誌 1：16-27, 1989
- 2) J.A.Seibert, O.Nalcioglu, W.Roeck：Removal of image intensifier veiling glare by mathematical deconvolution techniques. Med. phys. 13：843-849, 1986

●単行本の場合

- 3) 内田勝 金森仁志 稲津博：放射線画像情報工学（I）pp283-296, 通商産業研究社, 1984
- 10) 表の表記法：表 1、2・・・のように番号を付し、題名、内容、脚注など和文で記載してください。
- 11) 図説：図 1、2・・・のように番号を付し、題名、内容、図説は和文で記載してください。
- 12) 写真：写真は手札型（13×9cm）を基準とし、鮮明なものを用意してください。文字や矢印を記入する場合は、トレーシングペーパーをかけた上に明記してください。なお、カラー写真は掲載いたしません。

【原稿の提出】

原稿、図表は必ず 2 通（1 通はコピーで可）を書留にてお送りください。

【原稿などの返却】

掲載済み原稿：掲載済み原稿は原則として返却いたしません。写真、図などで返却を要するものは、その旨を明記してください。

【校正】

著者校正：著者校正は原則として 1 回行います。

【別刷】

著者には別刷 30 部を贈呈いたします。

【原稿送り先】

全国循環器撮影研究会事務局（会誌参照）

編集後記

東京から編集の仕事を引き継いで、あっという間の二年間が過ぎてしまいました。今思うと会員の皆様には無理難題をお願いして原稿集めをしたように思います。この場をお借りましてお礼申し上げます。

次年度からは、循環器画像技術研究会で担当することになります。今後とも編集局を宜しくお願い致します。

掲載原稿を心より寄せて頂いた会員の皆様方の協力により、全国循環器撮影研究会誌 15 巻が出来あがりまして、お手元にお届けします。

今回は、特集としまして『**心臓における最新技術と臨床応用**』を取り上げました。各モダリティからの最新の情報や今後の展望などが書かれておりますので、一読してみてください。

また、自由投稿としまして 2 題、症例報告 1 題を掲載しております。いずれも臨床を行う上で、会員の一助けになるものばかりです。参考にしてみても如何でしょうか？。編集局では投稿論文を募集しております。是非、多くの会員の皆様の投稿をお待ちしております。

第 17 回全国循環器撮影研究会総会・学術研究発表会が、平成 15 年 4 月 12 日（土）に横浜にて開かれます。江口会長・佐藤事務局長・実行委員長の景山氏をはじめ、循環器画像技術研究会の皆様方の協力を得ながら準備に勤しんでいますので、是非ご参加くださいますよう宜しくお願い致します。楽しみにお待ちしております。

山形大学医学部附属病院 放射線部 岡田 明男

全国循環器撮影研究会誌（No. 15）

発行日	平成 14 年 12 月 1 日
発行責任者	江口 陽一
事務局	東北大学医学部附属病院 放射線部内 全国循環器撮影研究会 事務局 〒980-8574 仙台市青葉区星陵町 1-1 TEL:022-717-7418 FAX:022-717-7430
編集	岡田 明男
印刷	坂部印刷株式会社 〒990-0047 山形市旅籠町 2 丁目 1-21 TEL : 023-631-2056 FAX : 023-631-0649

平成 14 年度 全国循環器撮影研究会賛助会員名簿

株式会社 エルクコーポレーション

〒566-0012 大阪府摂津市庄屋 1 丁目 14 番 12 号

TEL 06-6382-7434

共立メディカル株式会社 仙台営業所

〒980-0802 仙台市青葉区二日町 6-14

TEL 022-221-6576

コセキ株式会社

〒981-0914 仙台市青葉区堤通雨宮町 2 番 26 号

TEL 022-375-6664

コダック (株)

〒103-8540 東京都中央区日本橋小網町 6-1 山万ビル

TEL 03-5644-5170

コニカ (株) 東北支店

〒983-0852 仙台市宮城野区榴岡 5-12-55 NAVIS 4F

TEL 022-298-9200

GE横河メディカルシステム株式会社

〒191-8502 東京都日野市旭ヶ丘 4-7-127

TEL 042-585-9370

シーメンス旭メディテック株式会社

〒141-8644 東京都品川区東五反田 3 丁目 20 番 14 号 高輪パークタワー

TEL 03-5423-8388

東芝メディカル株式会社

〒113-8456 東京都文京区本郷 3 丁目 26 番 5 号

TEL 03-3818-2043

日本アグファ・ゲバルト (株)

〒153-0043 東京都目黒区東山 3-8-1

TEL 03-5704-3091

日本シェーリング株式会社

〒532-0004 大阪市淀川区西宮原 2-6-64

TEL 06-6396-2304

日本メドラッド株式会社

〒532-0003 大阪市淀川区宮原 4-5-36 セントラル新大阪ビル 9F

TEL 06-6350-6075

(株) 根本杏林堂

〒113-0033 東京都文京区本郷 2-27-20

TEL 03-3818-3541

フィリップスメディカルシステムズ株式会社

〒108-8507 東京都港区港南 2 丁目 13 番 37 号 フィリップスビル

TEL 03-3740-3604

富士フィルムメディカル株式会社

〒104-0061 東京都中央区銀座 7 丁目 13 番 8 号

TEL 03-3545-3311

株式会社保科製作所

〒113-0033 東京都文京区本郷 2 丁目 16 番 13 号 保科ビル

TEL 03-3814-8765

山之内製薬株式会社

〒990-0039 山形市香澄町 2-11-19 あいおい損保山形第一ビル

TEL 023-632-5682

ユフ精器株式会社

〒113-8691 東京都文京区湯島 2 丁目 31 番 20 号

TEL 03-3811-1131

(あいうえお順・敬称略)