IVRと撮影技術 —冠動脈形成術における撮影技術—

宮崎 茂

東邦大学医学部付属大橋病院

Radiography and Interventional Radiology: Radiography of Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty

SHIGERU MIYAZAKI

Department of Radiology, Toho University school of Medicine, Ohashi Hospital

1. はじめに

カテーテルを用いた血管撮影法は1953年、スエーデンのSeldingerにより開発された。X線不透過性のポリエチレンカテーテルをX線透視下で、任意な血管分岐に進め造影する選択的血管造影技術は後の1956年に開発された。interventional angiographyは選択的血管造影法が確立したことからはじめられたもので、血管造影の手技を治療に応用したものである。出血や腫瘍などに行われる血管塞栓術や血管閉塞を開通させたり、血管の狭窄部をバルーンカテーテルで拡張させる血管形成術はすべてinterventional angiographyに含まれるものである。interventional radiologyは放射線診断技術の治療を総称する用語であり、血管造影以外のすべての診断技術の手技を応用した治療を意味している。血管を除く治療はnon vascular interventional radiologyと呼ばれる。

経皮的血管形成術・percutaneous transluminal angioplasty (PTA)は1964年オレゴン大学のDotter教授が提唱し、二重管のカテーテルを用い細いカテーテルから順に太いカテーテルをかぶせながら、血管の狭窄部や閉塞部の血流の改善をはかったことがはじまりといわれる。Fig.1はDotter法による血管形成術の原理を示したものである。現在行われているPTAはチューリッヒの心臓学者であるGrüntzigが1974年にポリ塩化ビニル製のバルーンのカテーテルを開発し、下肢動脈

や腎動脈に血管形成術を施した方法が基本とされている。Fig.2はGrüntzig法による血管拡張術の原理を示したものである¹⁾。

経皮的冠動脈形成術・percutaneous transluminal coronary angioplasty (PTCA)は1977年に臨床導入されてから今日まで18年が経過しようとしている。カテーテルなどの進歩により、1肢病変に施されていたPTCAも現在では多肢病変にも施され、より複雑病変にまで施術されるようになった。したがって、種々のカテーテルや器具が冠動脈病変や冠動脈の形態にあわせて使用されるようになった。

こうした背景のなか、ここではPTCAの現況のについて、若干述べ、PTCAに必要なとされるX線発生装置および画像について考える。

2. 経皮的冠動脈形成術(PTCA)の現況²⁾

PTCAは大別するとバルーンカテーテル、アテレクトミーおよびステントの植え込みの術式があるが、前者をPTCA、後者の2つをnewdeviceという呼び方をする場合もある。

2-1 バルーンカテーテルによる冠動脈形成術

冠動脈形成術に使われるカテーテル(Fig.3)はガイドカテーテル(6~8F.)とガイドワイヤ(0.014インチ)を使用し行われる。バルーンカテーテルを用いたPTCAはPOBA (plain old balloon angioplasty)あるいはconventional PTCAと呼ばれこれから述べる他のPTCAと区別されている。バルーンの素材はポリエチレン(PE)、ポ

Fig. 1 1964年、DotterによるPTAの原理

Fig. 2 GrüntzigによるPTAの原理

Fig. 3 バルーンカテーテルの外観。バルーンの長さは20mm (中)を境にショートバルーン(10mm上)、ロングバルーン(30mm下)と呼んでいる、拡張時の径は1.5～5.0mmの各種がある。

リオレフィンコポリマ(POC), ポリエチレントリフタレート(PET), ナイロン(NYLON)などである。バルーンの形状は太さ1.5～5.0mm, 長さ10～40mm程度で、バルーンに加えられる圧力は最大18～20気圧である。バルーンカテーテルの種類やバルーンに加えられる圧力は病変部の形態によって使い分けされる。PTCAが施されるあたってPOBAは第1の選択肢であるが偏心性の病変や高度な石灰化病変には不向きとされている。またバルーンではカッティングバルーンと呼ばれているステンレス性の刃を3～4枚付けたバルーンカテーテルもある。

2-2 アテレクトミーによる冠動脈形成術

アテレクトミー(atherectomy)はatheroma(粥腫)とectomy(切除)の合成語であるが、血管壁に生じた粥腫を直接切除する手法をいう。

1) DCA

DCA(directional coronary atherectomy)は冠動脈内の閉塞性組織を指向性をもって切除する術式である。デバイスはノーズコーン、ハウジング、カッタ、バルーン、カテーテル、シャフト、モータ駆動ユニットから構成される(Fig.4)。切除はハウジングを病変部にバルーンで押しつけ保持し、カッタはモータで毎分2000回転し粥腫を切除する。切除された粥腫はノーズコーン部に蓄えられる。DCAの適用病変はデバイスの構造

Fig. 4 DCAに用いられるアテレクトミーカテーテルの外観

上の特徴が太く硬いため、自ら制約される。ガイドカテーテルは9.5F.～11F.が使用されるため、血管径、血管の屈曲性などにより左右されるが、偏心性病変、潰瘍形成病変などがあげられる。

2) TEC

TEC(transluminal extraction catheter)は病変部の閉塞性組織を切除しカテーテルを介し血液とともに吸引する術式である。デバイスはカテーテル、ガイドワイヤおよび吸引システムを接続したカテーテル駆動ユニットから構成される。カテーテルの先端はV字型のカッタが取り付けられ毎分約750回転し組織を切除する(Fig.5)。適応病変は切除するシステムから、血管径が2～3mm程度の中等度の冠動脈で血栓が存在した病変とされる。

3) ロータブレータ

PTCRA(percutaneous transluminal coronary rotational ablation)ロータブレータ(rotablator)はカテーテルの先端が卵円型した金属部に人工ダイヤモンド粒子を付け、毎分約20万回転という高速でアテロームを5 μ m程度に粉碎し、血管の開存をはかるものである(Fig.6)。構造は0.09インチの細いガイドワイヤが通ったカテーテルを高速で回転させるため、窒素ガスが通るケーブルと、加圧された生理食塩水がカテーテルの中を流れる管、および回転速度計が付けられたデバイスから成り立っている。適応病変は高度な石灰化病変、びまん性病変および入口部病変などがあげられる。

2-3 スtent

stentは大別すると、植え込み方式によりバルーン拡張タイプと自己拡張タイプに分類される。stentの構造から見た場合、剛性stentと屈曲性stentに分類され現在、日本で臨床使用されているstentは、剛性stentのPalmaZ-Schztz stentのみである(Fig.7)。適応病変は高度な石灰化病変や、血栓関与

Fig. 5 TECに用いられるアテレクトミーカテーテルの外観

Fig. 6 ロータブレータに用いられるアテレクミーカテーターの外観

Fig. 7 palmaz-Schztzステントとカテーター

の病変を除けばほとんどステントの植え込みは可能である。

ステント植え込みで我々にとってもっとも問題として取り上げられることは、透視画像でステントがほとんど見えないことから、術者に高度な技術が要求される点である。Tableは治験を含めた主なステントを表したものである。

冠動脈形成術は現在、上記したような術が施されているが、こうした治療を行う一員として、放射線技師が提供できる技術の第1は病変に適した画像を映し出すことである。血管閉塞病変は血栓、粥腫、石灰化、解離、びらんおよびフラップ形成などがあげられ、PTCAではこうした病変に適応したデバイスが使用される。したがって、冠動脈形成術に適した画像として、①フリッカのない画像、②適度なコントラストが得られた画像、③目的とする血管が分離され、実際の長さや太さを表した画像、④病変血管が識別できる画像などが考えられる。

3. X線装置

3-1 X線発生装置

シネ撮影に使われるX線高電圧装置は2次側制御方式が多く使用されてきたが^{3,4)}現在、インバータ制御方式の装置が多く使用されるようになった。また、X線管装置の陽極蓄積熱容量も570kJ(800kHU)以上のものが使用されるようになり、ますます大容量化の傾向にある。X線装置の主な特性を検討すれば2次側制御方式(定電圧装置)がいろいろな面で優れているが、小型、軽量という特徴から、インバータ式X線装置が急速に普及している。インバータ式X線装置の主な特性に付いては多くの研究が行われ、論文があることから参照されたい⁵⁻⁹⁾。

シネ撮影に使用されるX線高電圧装置の消費される電力量は、撮影時に消費される電力に左右される。したがって、X線管の陽極蓄積熱容量によって異なり、

陽極蓄積熱容量が570kJ(800kHU)より大きなX線管を使用した場合、X線高電圧装置の定格は100kW程度は必要かと考える¹⁰⁾。撮影条件は断続的なX線照射が高速で繰り返し行われるため、撮影時間は8ms以下の極短時間撮影が行われる。また、血管内病変の判読やステントの位置確認などから、コントラストの付いた画像が要求されるため低電圧、大電流撮影が行われる。したがって、X線装置は大出力が得られる矩形波の管電圧波形を持った高電圧装置が用いられる。Fig.8は管電圧脈動率および管電圧波形の立ち上がり時間が異なる2台のシネ撮影装置の管電圧波形を比べ、蛍光量計から写真効果の違いを調べたものである。シネ画像としては、フリッカのない安定したX線出力が長時間得られることが必要となる。Fig.9はシネ撮影時におけるX線発生装置のX線出力の安定性を調べたものである。Fig.9右は一連の撮影において管電圧、管電流の変動がなく、安定したX線出力が得られているが、Fig.9左の波形は常に管電圧、管電流が変動し、その影響でX線出力が変化しているため、フリッカとして画像に現れる。一方、シネ撮影では一連の撮影で撮影条件が大きく異なるため、自動露出機構は欠くことのできないもので、自動露出機構の応答特性が装置の優

Table ステントの種類

種 類	材 質	X線の透過性
バルーン拡張タイプ		
剛性ステント		
Palmaz-Schatz stent	316Lステンレス・スチール	高い
ACS Multi-Link stent	316Lステンレス・スチール	高い
ACT-one™ sent	ニッケル・チタン	低い
屈曲性ステント		
Gianturco-Roubin stent	316Lステンレス・スチール	高い
Medtronic Winktor stent	タンタル	低い
Strecker stent	タンタル	低い
Cordis Stent	タンタル	低い
自己拡張タイプ		
Wall stent	コバルト系合金	低い

Fig. 8 管電圧(U), 管電流(I), 蛍光強度(F)の各波形
 管電圧脈動率: 装置左15.5%, 装置右2.3%
 管電圧波形の立ち上がり時間: 装置左2.1ms, 装置右0.75ms

Fig. 9 X線出力の安定性, 管電圧(U), 管電流(I), 蛍光強度(F)の各波形
 装置左: 異常(管電流変動により管電圧が不安定となりX線出力がその影響を受けフリッカとして画像に現われる例)
 装置右: 正常

Fig. 10 自動露出機構の応答特性, 管電圧(U), 管電流(I), 蛍光強度(F)の各波形
 応答時間: 装置左, 約1.0s(H: 0.5s/div.)
 装置右, 約0.1s(H: 0.2s/div.)

劣を決定するといっても過言でない。Fig.10は自動露出機構の応答特性を表したものである。自動露出機構の応答遅れは映像画像にフリッカとして現れるため、

シネ撮影に使用される自動露出機構はFig.10の右の波形程度の応答特性は最低必要となる。また、撮影時のX線管焦点は小焦点程好ましいが、撮影条件は撮影方向で大きく異なるため、焦点設定は撮影条件にもっとも適した焦点に自動切り替えができる装置が望ましい。諸般の事情で不可能ならば、カテ室内で容易に行える必要がある。

3-2 画像表示装置

PTCAでは、上記したX線発生装置とデジタル画像処理装置を組み合わせたDR画像で透視および撮影画像をモニターで観察しながら治療を行う。当施設における治療時の画像の表示方法は、1台のモニターに治療目的部位画像を表示し、他方のモニターに透視、撮影および再生画像を表示し、治療前後の病変血管を比較しながら術を施す。Fig.11は同時2方向撮影でPTCAを行っているときのモニター表示例を示したもので、上2台が術前の提示画像、下2台は治療後の撮影画像である。モニターの表示方法は術者や術の方法により異なる場合があることから、表示方法の切り替えが容易に出来ることが望ましい。また、治療時は透視画像や撮影画像を頻繁に観察したり、拡大画像を必要とすることがあるため、術を中断することなくこれらが容易に、かつ迅速に行える必要がある。また、QCA

(quantitative coronary angiography)などを術と同時に進めるため、これらの平行処理技術が必要となる。当施設では診断およびPTCA時の撮影は同時2方向

撮影を行い、使用する造影剤量をできる限り少なく、検査時間の短縮をはかっている。このような撮影法は機械装置が簡単に迅速に稼働し、手間隙かけることなく撮影位置に容易に配置できることが必要となる(Fig.12)。また、撮影部位によっては1方向でよい場合もあるため、カテ室内で切り替えができることが必要となる。

4. まとめ

IVRに携わるなかで唯一、線コントロールができる放射線技師の仕事は、術者が希望する臨床価値のある画像を提供することであるとともに、提供した画像の責任は我々にあるものとする。そうしたなかで被曝低減をはかっていることが重要と考える。一

方、心電電極の張り方や、心電図・血圧モニタの監視および徐細動器などの周辺機器の使用法などを理解することも必要かと考える。終わるにあたって、こうした仕事を区別することなく行うことが、IVRに携わる者の責務であり、患者さんに優しい検査、治療ができると考える。したがって、これらを放棄するならIVRの一員から除外されるといっても過言でないと考える。

PTCAにおける撮影技術の観点から、著者の考え方を大胆に述べさせていただいた。当然、異論も多くあるものとするが、屈託のないご批評をいただければ幸いである。末筆ながら、このような機会を与えていただいた、放射線撮影分科会会長小川敬壽先生並びに会員諸氏に厚く御礼致します。

Fig. 11 モニタ画像の表示例

上：治療前画像表示

下：透過、撮影、再生画像表示

前下行枝・起始部(seg. 6)の90%狭窄(矢印), DCA後(下, モニタ画像), RAO, 40°+CAU. 30°(モニタ左), RAO, 70°+CAU. 40°(モニタ右)

Fig. 12 冠動脈形成術中の一例

参考文献

- 1) 平松京一：Interventional Angiography—血管カテーテル法による治療—, p.1-2, p.47-48, 医学書院, (1987)。
- 2) 延吉正清：別冊・医学のあゆみ, コロナリー・インターベンションの最前線, 医歯薬出版(株), (1995)。
- 3) 青柳泰司：改訂診断用X線装置, p.247-252, コロナ社(1979)。
- 4) 斎藤一彦：三相X線装置の諸特性。日放技学誌, 42(7), 1001-1029, (1986)。
- 5) 青柳泰司：第46回総会シンポジウム—インバータ式X線装置の特性と臨床効果—2.動作特性。46(12), 1885-1900, (1990)。
- 6) 安部眞治, 小倉 泉, 加藤 洋, 他：インバータ式X線装置の波形解析—短時間特性—。東京都立医療技術短期大学紀要, 7, 63-71, (1994)。
- 7) 宮崎 茂, 原 孝光, 斎藤一彦, 他：インバータ式X線装置の短時間特性。日放技学誌, 50(4), 497-504, (1994)。
- 8) 宮崎 茂, 安部眞治, 小倉 泉, 他：インバータ式X線装置の諸特性。日放技学誌, 50(10), 1735-1743, (1994)。
- 9) 安部眞治, 小倉 泉, 根岸 徹, 他：高周波化されたインバータ式X線装置の特性解析。東京都立医療技術短期大学紀要, 8, 72-83, (1995)。
- 10) 宮崎 茂他：放射線医療技術叢書(10), インバータ式X線装置の特性と臨床への適用, 日本放射線技術学会, p.72-76, (1995)。