

冠動脈の血管内超音波法

秋田県成人病医療センター放射線部 加藤 守

1. はじめに

冠動脈血管造影 (Coronary Angiography) は 1940 年代に初めて実施されて以来、現在でも冠動脈疾患の診断において”ゴールドスタンダード”な方法である。

しかし、1980 年代初期に始まったカテーテルを用いたインターベンション治療が、時を経て普及するとともに、血管造影法のもつ限界が明らかになってきた。これは冠動脈造影が基本的に動脈内腔の平面的、二次元的な画像を得るものである事に起因している。病変部の形状・形態がつかみにくく (図 1, 2)、さらにインターベンション施行中に起こったプラークの破砕 (fracture) や分裂 (disruption) は、血管造影のみで検出、解析する事は難しい。この血管造影の欠点を補うような冠動脈画像の必要性が強調される事になった。

1956 年に Cieszynski がカテーテルと超音波を組み合わせて犬の心室を計測したのに端を発し、血管内超音波 (Intravascular Ultrasound:IVUS) は、1980 年代後半から欧米で、血管内腔から血管の横断像を得る事が出来る新しい診断法として臨床的研究が盛んに行なわれる様になった。特に vascular intervention の際の有効性に期待がもたれた。

最初の IVUS カテーテルは 8 フレンチ (約径 2.5mm) であった。1988 年までにカテーテルは 5~6 フレンチに細小し冠動脈近位部を安全に評価する事が可能になった。画質は許容範囲に達していたが、カテーテルの細小化が進められ、1994 年には 2.9 フレンチ (約径 0.9mm) にまで達した。このサイズであれば、現在標準的にインターベンション処置が行われている血管について、IVUS を基に分析する事が可能である。

過去数年、日本では冠動脈の IVUS 普及率はめざましく、これは主に STENT・DCA・Rotablator 等、いわゆる New Device を使用した治療法が一般化したためであり、その術前術後評価において、IVUS の有用性が認められたためである。

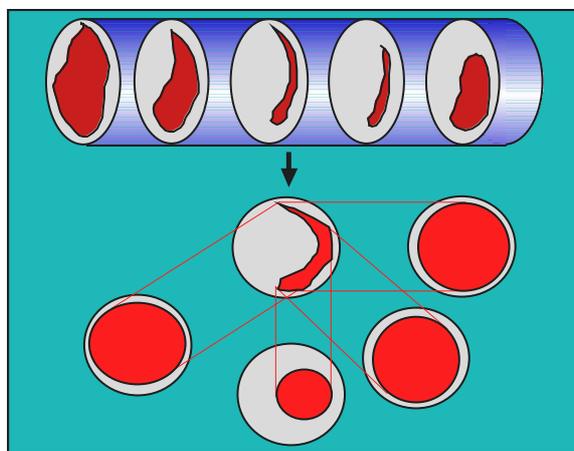


図 1 血管造影の限界

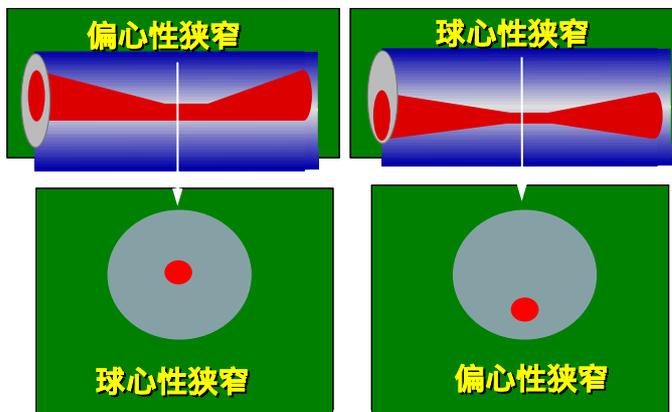


図 2 病変部形態の違い

2. 原理

2.1 パルスエコー法

画像診断として実用化されているほとんどの医用超音波画像診断法の基礎はパルスエコー法である。圧電結晶によって電気エネルギーを超音波パルスに変換し、反射された超音波あるいはエコーを振動子で検出する。振動子は超音波エネルギーを電気エネルギーに戻し、これを増幅、フィルター処理する事で画像化する。

2.2 IVUS カテーテル

IVUS の超音波システムはそのスキャン方式から、大きく機械走査型システムと、電子走査型システムの二つに分類される。機械走査型システムは、さらにカテーテル先端に取

り付けられた振動子を機械的に回転させる振動子回転型（図 3-A）と、振動子は固定し超音波ビームを反射させるミラーを回転（1800rpm）させる反射ミラー回転型（図 3-B）に大別される。電子走査型システム（図 3-C）は、64 個の振動子素子が円柱状に配列され、360° 連続して超音波ビームが生じる。

電子走査型カテーテルは回転するシャフト部分がないため構造が単純で、ガイドワイヤを用いたカテーテルの操作が容易であり、治療用のバルーンとの一体化も可能となっているが、画質は機械走査システムの方が優れている。

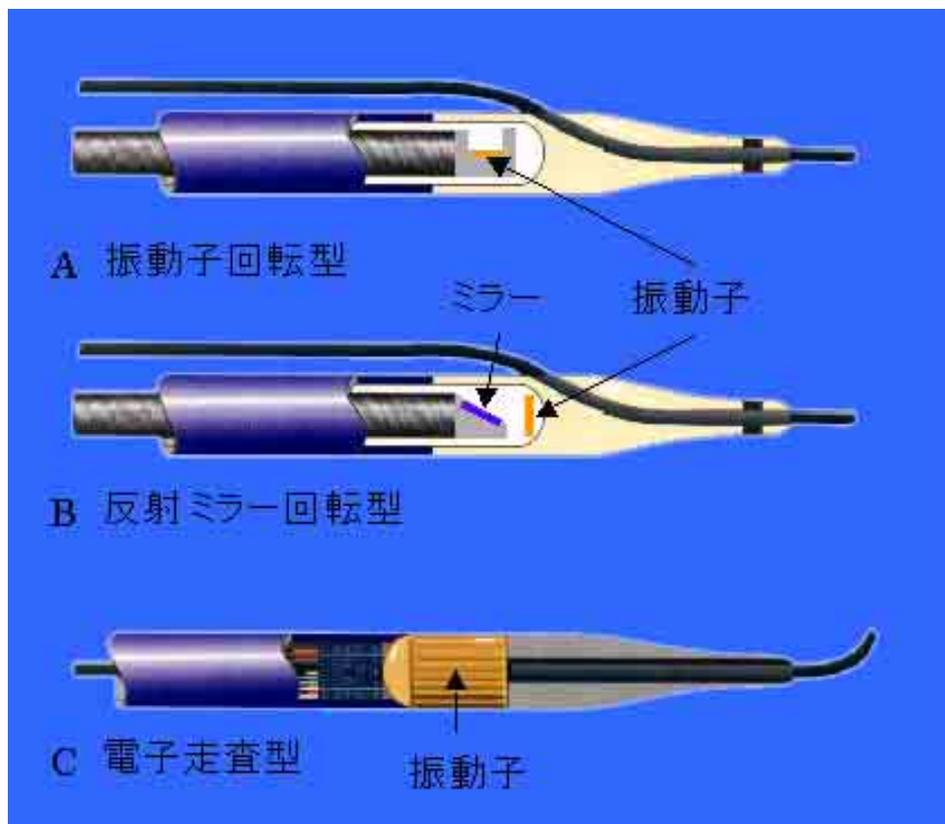


図 3 IVUS のスキャン方式

2.3 周波数と分解能

IVUS と一般の超音波検査との相違点は、

- 高周波数
- 高分解能
- カテーテル操作
- 使用環境

である。

IVUS の使用周波数は 20～30MHz と一般の超音波検査の使用周波数 3～10MHz より高く、周波数が高いと分解能が高いが減衰が激しく遠くまで届かない。分解能に関しては、次の 3 種類で評価する（図 4）。

- 血管の断面方向（径方向）の分解能である
⇒ 距離分解能
- スキャンする走査方向（円周方向）の
⇒ 方位分解能
- 血管の軸方向である
⇒ 厚み方向分解能

距離分解能は主に周波数に依存し、周波数が高ければ向上する。方位分解能は主に素子の指向性に依存し、素子を小さくし、数を増やせば向上する。厚み方向分解能は血管の主に軸方向の指向性に依存し、素子の形状や音響レンズで改善する。

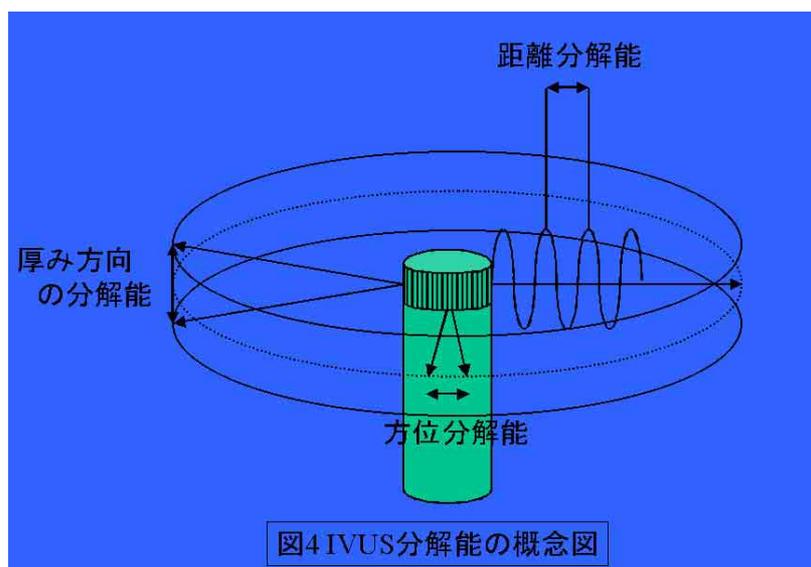


図 4 IVUS 分解能の概念図

3. 臨床

3.1 正常血管像

冠動脈壁は組織学的に図 5 に示すように、同心円状の 3 層構造であることが知られている。図 6 に冠動脈の IVUS 像を示す。内膜は、単層の内皮細胞からなる最も内側の層で、非常に薄く、IVUS では同定できない場合が多く、内膜肥厚がある場合には、高エコーの構造物として描出される。この内膜の周りには内弾性板がある。内弾性板は高エコー層として描出されるが、非常に信号強度が強いために実際の厚さよりも厚く描出される。これは、**blooming** や **broadening of the beam** と呼ばれ、このために、軽度の内膜肥厚の診断は困難である。

中膜は平滑筋を含むか否かで動脈自体が 2 つに大別される。平滑筋を含まない動脈は弾性動脈と呼ばれ、エラスチンとコラーゲンが豊富に含まれているため高エコー輝度を呈するため、3 層構造は不明瞭となる事が多い。弾性動脈に含まれるものは、大動脈・肺動脈幹とその主要分枝・腕頭動脈近位部・頸動脈・鎖骨下動脈・総腸骨動脈などである。その他の冠動脈・腎動脈・大腿動脈などは平滑筋を豊富に含み、筋性動脈と呼ばれる。筋性動脈の中膜は多層の平滑筋細胞と少量のコラーゲンからなるため、エコー輝度が低くなり 3 層構造がよく描出される。平均的な中膜の厚さは $200 \mu\text{m}$ で、周囲にはエラスチンからなる外弾性板がある。これは内弾性板より薄い。

最も外側の層は外膜であり、主にコラーゲンとエラスチンから成る線維組織で高エコー輝度を呈し、栄養血管・神経・リンパ管が入り組み、厚さは $300 \sim 500 \mu\text{m}$ である。

5 時方向 (★) には、ガイドワイヤーからの音響陰影が広がっている。

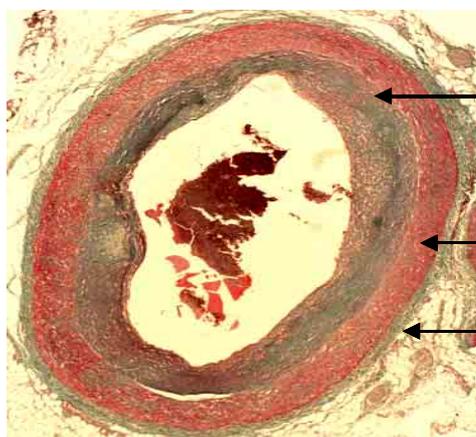


図 5 血管断面像

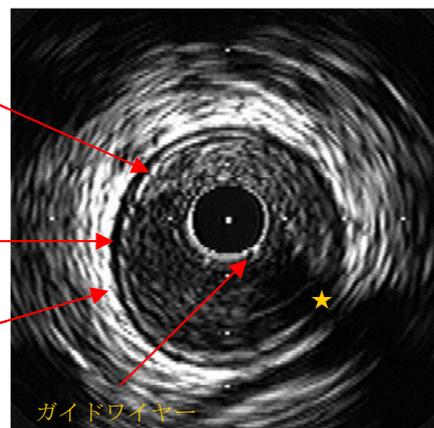


図 6 IVUS 像 (冠動脈：筋性動脈)

3.2 POBA (plain old balloon angioplasty)

冠動脈血管造影にて左前下行枝 (LAD) に高度狭窄を認めた症例 (図 7)。セグメント 7 に対し POBA 施行前に IVUS を施行した。LAD 末梢から IVUS カテーテルを引き抜き、IVUS 像で狭窄が最もきつい所を透視にて確認すると、振動子と造影像の狭窄部は一致していた。IVUS にて内腔の右半分を占めるプラーク (★) は、外膜と同等あるいは、それより少し低輝度となっているため、軟性プラークと考えられる。POBA 後の造影像と IVUS 像を示す (図 8)。血管造影上は十分な拡張が得られている。POBA 後の IVUS 像をでも直径にして 3mm と十分な内腔が得られているが、バルーンでの拡張により、全血管面積が拡大した事により内腔が得られた事が伺える。

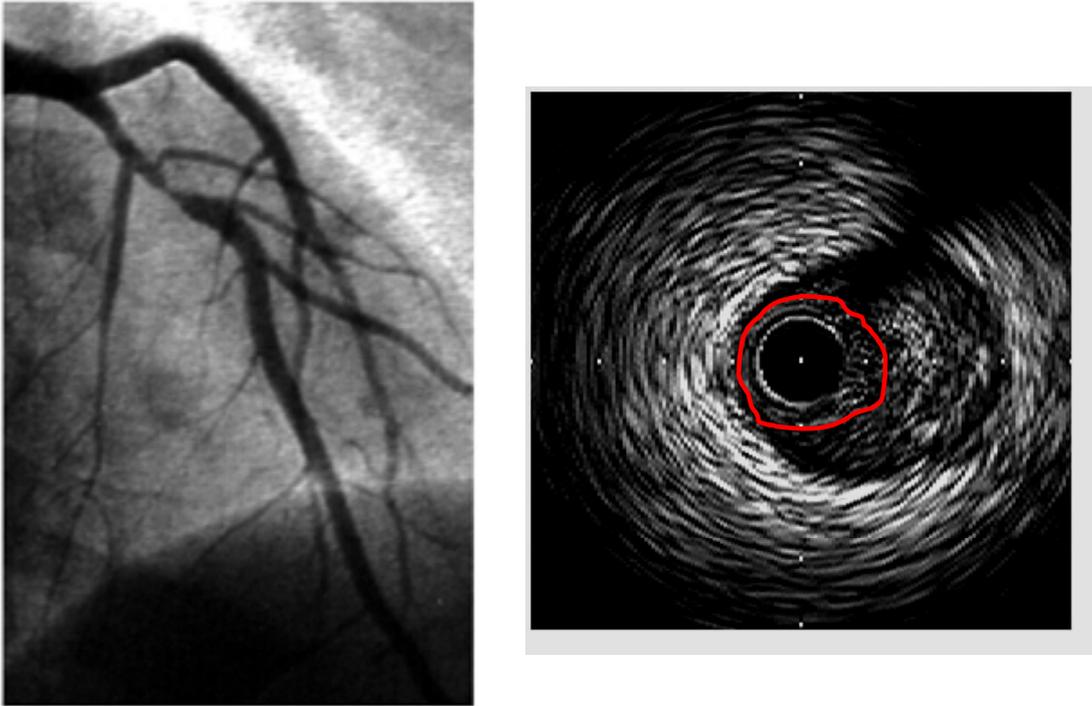


図 7 POBA 前 造影像・IVUS 像

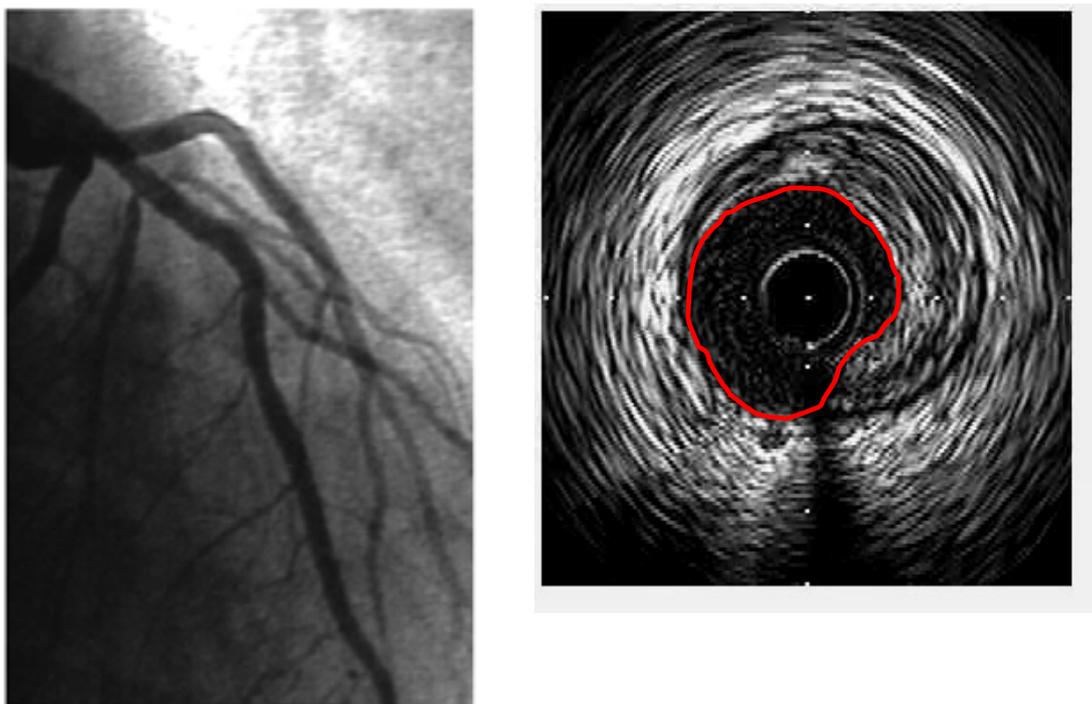


図 8 POBA 後 造影像・IVUS 像

3.3 DCA (directional coronary atherectomy) : (指向型冠動脈粥腫切除術)

図 9 に左冠動脈造影像を示す。主幹部から分岐した直後の LAD に高度狭窄が認められる。この血管造影像から、読み取れるのは、LAD 分岐直後に高度狭窄があり、その後第 1 対角枝 (D1) が上方に分岐し、次に太い第 2 対角枝 (D2) も上方に分岐し、中隔枝 (Sep) がその対側下方に分岐している。

IVUS を挿入して観察してみると、狭窄部においては、図 10 のごとく外径 6mm 程度の血管影が観察できる。赤線で囲んだ低輝度あるいは無響領域が内腔と思われ、約 2mm 程の直径である。12 時～4 時方向にかけてプラークが存在する (★) 偏心性病変であり、外膜と同等あるいは、それより少し低輝度となっている事から、軟性プラークと考えられる。7 時にかけての高エコー輝度領域 (◆) はかなり高輝度に観えるが、音響陰影が無い事から、石灰化病変と言うより、中膜の線維性プラークと考えられる。

図 11 は D1 の位置での IVUS 像を示す。内腔にはプラークを示すエコー輝度はなく、内腔の直径 4mm と保たれている。★部は中膜から外膜にかけての線維性プラークと考えられる。7 時方向の無響領域が D1 を示し、血管造影像とは逆に下方へ分岐している様に観える。

図 12 は D2 部の IVUS 像を示す。やはり血管造影像とは逆に、上方に Sep、下方に D2 が認められる。9 時方向のプラーク (★) は、外側の中膜の低エコー輝度が確認できるので、内膜の線維性プラークと考えられる。

以上の血管造影像・IVUS 像を総合的に判断すると、直径 6mm 程度の LAD セグメント 6、中隔枝方向に線維性プラークが存在する偏心性病変であり、インターベンションは、中隔枝方向、血管造影像下側のみを DCA する事が良策と考える。

DCA 後の血管造影像 (図 13) と IVUS 像 (図 14) を示す。

図 13 のごとく、DCA 後、狭窄部は良好に拡張している。この部位は特に枝の分離が難しい部位で、血管造影のみの判定では不十分な事が多い。図 14 が DCA 後に図 10 と同じ場所での IVUS 像である。全血管面積はあまり変わらず、上方にあったプラークのみが削り取られ、直径 4mm 弱の内腔が確保されている。

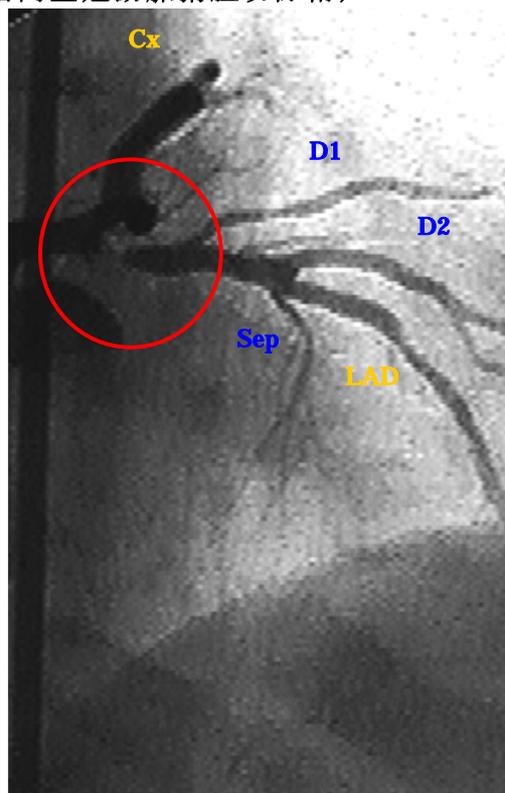


図 9 左冠動脈

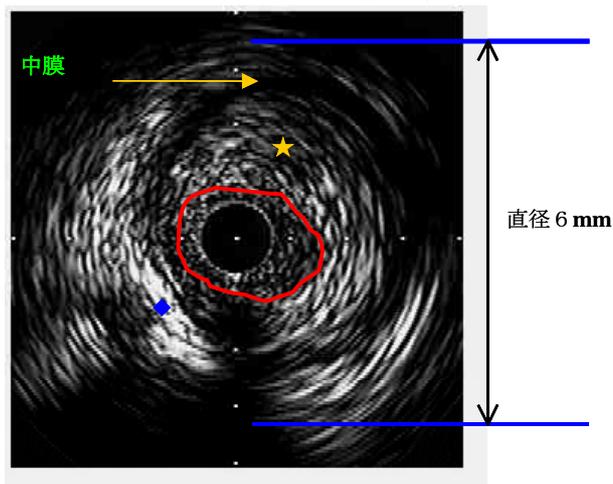


図 10 IVUS 像 狭窄部

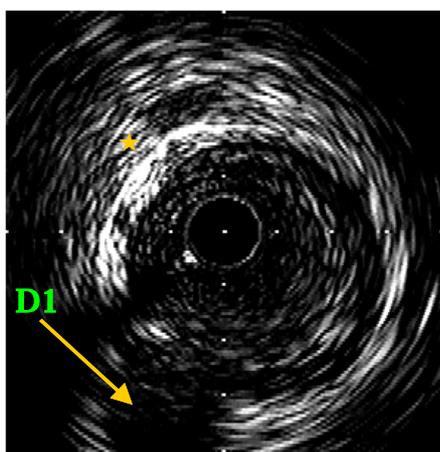


図 11 IVUS 像 D1 部

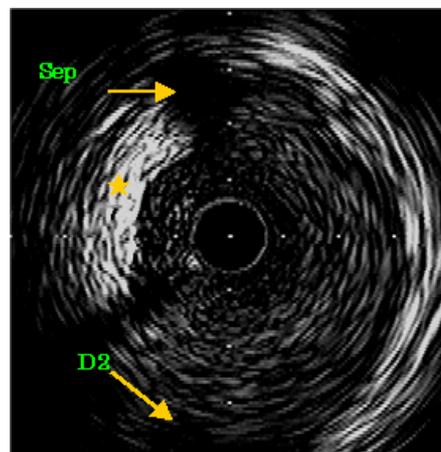


図 12 IVUS 像 D2 部

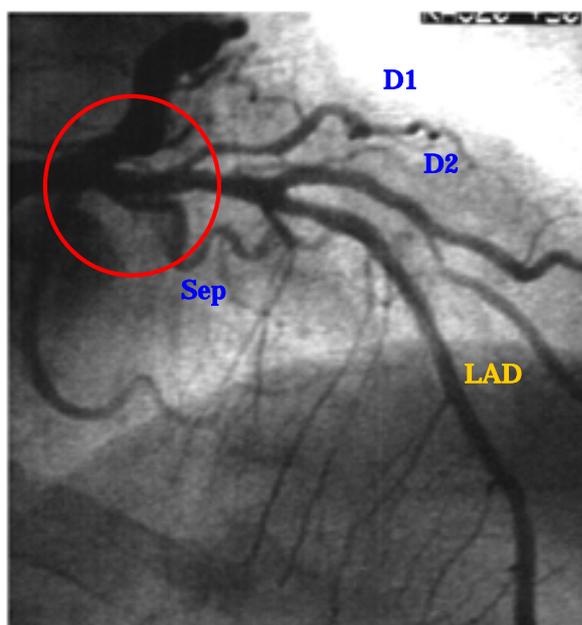


図 13 DCA 後

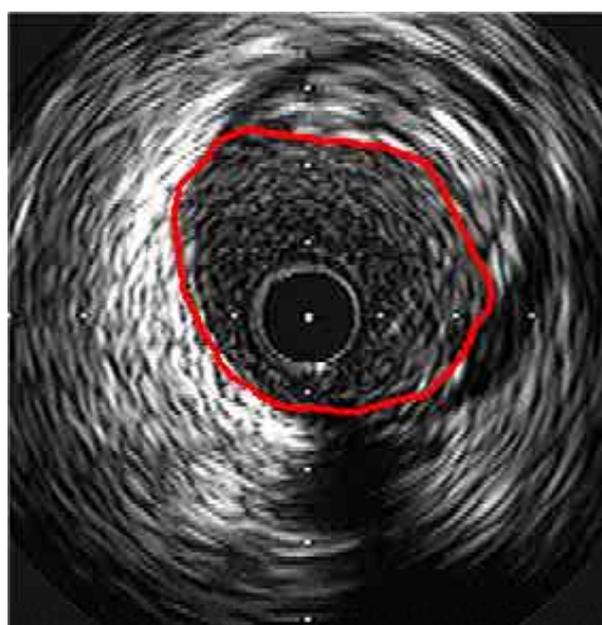


図 14 DCA 後 IVUS 像

3.4 血管解離

IVUS の利点の一つにプラーク解離の発生を正確に認識できる点がある。また、その位置の予測も可能で、解離が起こりやすいとされている領域は、偏心性病変内でプラークが最も薄い部位である。他に起こりやすいと考えられる部位は、脂質プールの上を薄く線維が覆っている部位や、軟性プラークと硬性プラークの境界のずれ力が高くかかる部位など、弾性が異なる部位とされている。図 15 Post PCI IVUS 像に示すように、内膜プラーク内に楔型に無響領域の解離腔が認められる。

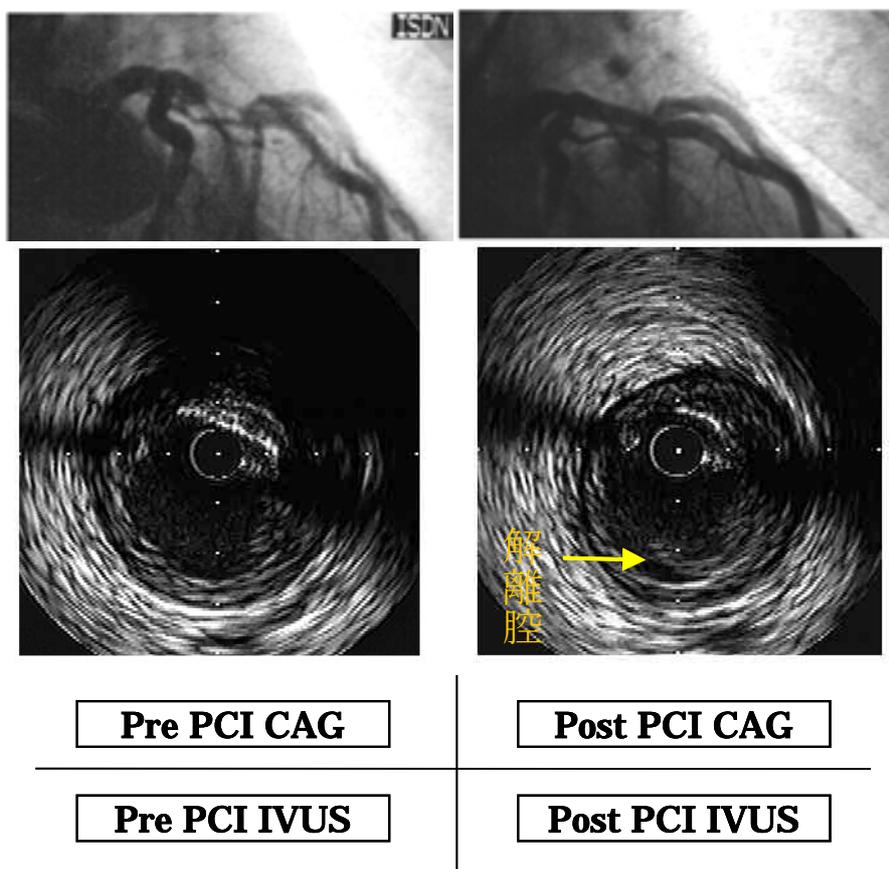


図 15 解離

3.5 STENT

解離等の修復に最も適したものが **STENT** である。しかし **STENT** は **X** 線透過性が高いものが多く、血管造影上留置時の **STENT** の状態が確認できない場合が多い。一方 **IVUS** は **STENT** を容易に識別出来る特性を持ち、**STENT** 位置が適当かどうかの評価が可能で、また、留置に際して血管壁に密着させる事が不可欠である為、**IVUS** 情報（位置・拡張度・密着性・形状寸法・エッジの状態）はインターベンション後の最狭窄予測において、著しく利点があるとされている。**STENT** 再狭窄においては、その原因が血栓によるものなのか内膜増殖によるのかも鑑別できる。

図 16 は **STENT** 挿入前の血管造影像と **IVUS** 像である。造影像でも解かるように血管内腔はほとんど無く、**IVUS** 像でも、内腔は低輝度のいわゆる軟性プラークで占められている事が解かる。

そこで、**STENT** を挿入した後の像が図 17 である。血管像影像では、良好な拡張が得られているように観られる。**IVUS** 像では、**STENT** のストラットが高輝度に容易に観察され、3 時方向にかけて少し拡張不十分である事が伺える。

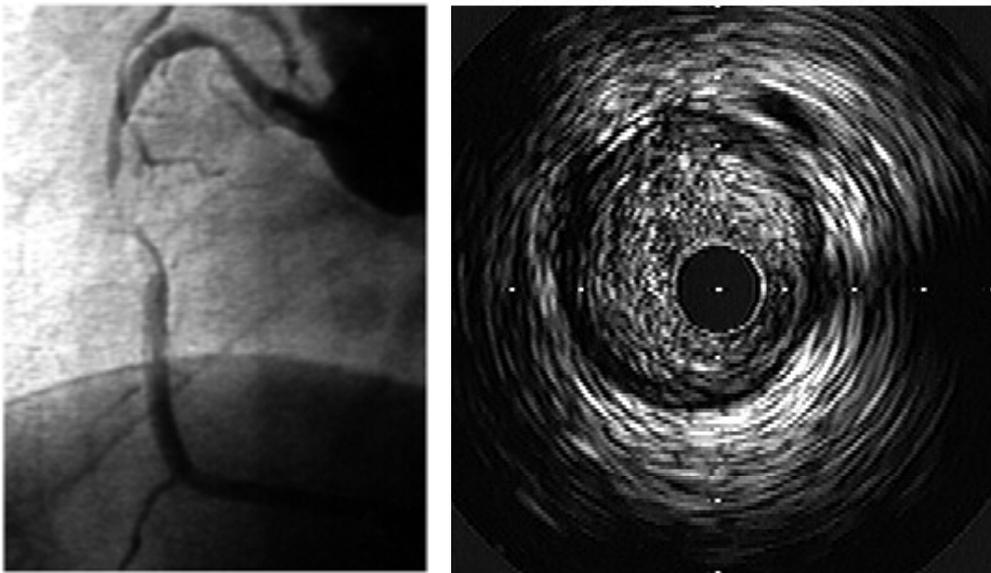


図 16 STENT 前

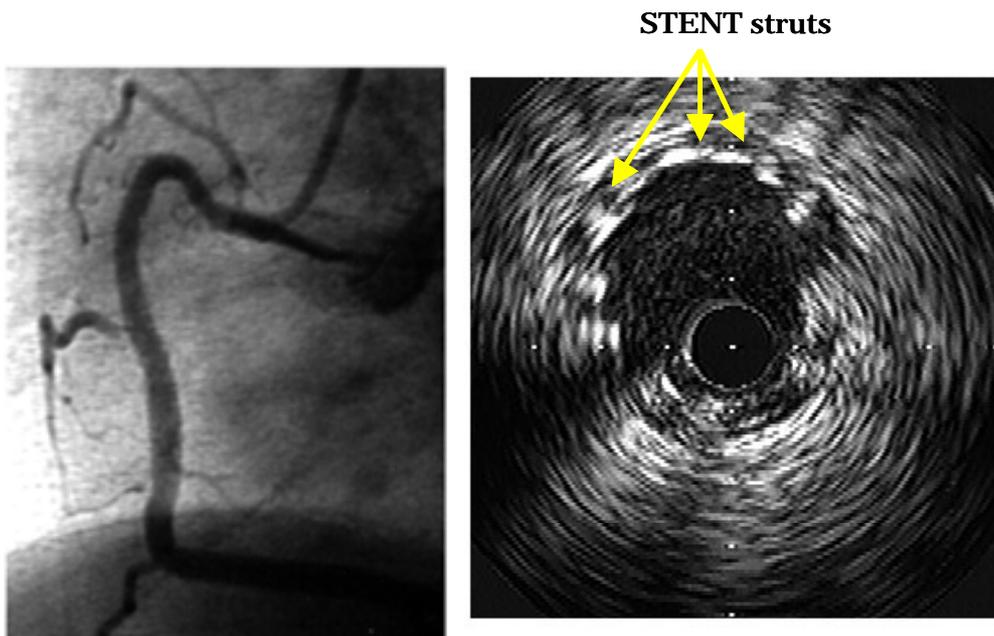


図 17 STENT 後

4. 将来の方向性

現時点では、**IVUS** はインターベンションに必要絶対不可欠とは言い難く、機材の導入費用が高額なのも一要因であり、もっと臨床的な有用性を打ち出すことが必要とされている。すなわち、**IVUS** を用いる事によりインターベンションを追加すべきかの決定やデバイスの選択が行なえるかが重要とされている。

現在、バルーンを装着したものや、アテレクトミーが可能な **IVUS** カテーテルが登場し、プラークの観察を行ないながら切除が出来るため、手技の安全性と時間短縮に大きく寄与している。**IVUS** 三次元画像も研究されている。このようなリアルタイムの観察下でのインターベンションには **IVUS** は必要不可欠なものとなるであろう。