

3.1 人工心臓の分類

人工心臓には多くの分類法がある。まず、患者の心臓を取り去るか否かによって、二つに分けられる。心臓の働きが落ち、重い心不全となった患者の心臓を取り除き、同所性に埋め込んで心臓の働きを代行する「全置換型人工心臓 (total artificial heart : TAH)」と、重症の心不全になった患者の心臓はそのまま残し、その働きを助ける「補助人工心臓 (ventricular assist system (VAS)あるいは~device (VAD))」である。VASもしくはVADは主として左心室を補助する場合が多く、この場合 Left ventricular assist system (LVAS) あるいは~device (LVAD) と

また、用いるポンプの型によってもいくつかの種類がある。図1に示すように、大きく分けると生体の心臓と同じように鼓動を生じる「拍動型」と、拍動を生じない「無拍動型」の2つがある。拍動型の場合、体積変化を生じるための仕組みと血流の方向を定める弁からなっており、チャンバーを2つに分割する膜が、一方の空間の圧力変化により他方の空間の血液を弁によって定められた方向に押し出すことでポンプとしての機能を果たす。このタイプには「ダイアフラム型」「サック型」「チューブ型」「プッシャープレート型」などがある。さらに、これらの体積変化を駆動する方式によって「空気圧方式」、「電気-機械方式」および「電気-流体方式」に分類される。「空気圧方式」は、空気圧の差を利用して膜やチューブを動かし、血液を送り出す。「電気-機械方式」は、モーターの回転運動を往復運動に変えて血液の拍出を行う。この方式には電磁石を利用して往復運動を作り出す「ソレノイド駆動法」もある。「電気-流体方式」は、電動ポンプによる油圧で動作させる。用いるオイルとしてはシリコーンオイルなどが使用される。一

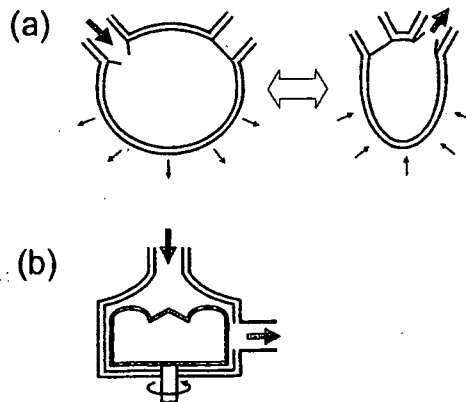


図1 (a)拍動型血液ポンプの概念図
(b)無拍動型血液ポンプの概念図

方、無拍動型の場合、回転するらせん型スクリューによる「軸流ポンプ型」と、フィン付きローターが回転し、遠心力によって円周方向のポートから外部に血液を送り出す「遠心型」がある。無拍動型では人工弁が必要ないので、拍動がなく、さらに小型化が可能である。

血液ポンプが設置される位置による分類法もある。血液ポンプだけでなく、駆動部、制御部およびバッテリーなどすべてのシステムを体内に埋め込み、電気エネルギーを外部からアンテナで供給しバッテリーに充電させる仕組みを備え、体の内外をつなぐものが何もない「完全埋め込み型」、バッテリーなど一部を体外に置くものそれらを体に携帯できる「携帯型」、血液ポンプだけを埋め込んでその他のシステムは体外に置く「体外設置型」がある。完全埋め込み型以外は、生体の内と外をつなぐデバイスが必要であり、これを「経皮デバイス」という。人工心臓のこれまでの臨床例では、経皮部からの感染が原因で循環補助ができなくなる場合が非常に多く、優れた経皮デバイスの開発が望まれている。

4 開発の歴史^{1), 2)}

1957年に日本の阿久津博士と米国のコルフ博士によって、米国において「全置換型人工心臓」の動物実験が行われた。翌年には米国のクセロー博士が「補助人工心臓」の実験を行った。1962年には、ローラーポンプを用いた左心室の補助が行われ、1963年には、補助人工心臓による左心室補助の臨床応用が行われた。また、全置換型人工心臓は1969年、心不全の患者に対し、心臓移植が実施できるまでの期間を補助する“ブリッジ”（つなぎ）として臨床応用が開始された。これが現実的な臨床応用となったのは、1980年代に開発されたジャービク博士のJarvik-7型である。この最初の試みは620日間の補助に成功したが、最終的には患者の体内のポンプユニットと体外の駆動ユニットをつなぐデバイスを通したバクテリアによる感染症が原因で終結した。そして、1988年には電気駆動の完全埋込型人工心臓の研究がAbiomed社で開始され、2001年にFDAはAbioCor™の臨床応用を承認した。これは患者と体外のコンポーネントを結ぶチューブ類がない、完全な埋込型の人工心臓である。この人工心臓の血液接触部分であるダイアフラム膜と心臓弁はポリウレタンエラストマーであるAngioflex™で作られている。さらに、2004年にはJarvik-7から発展したCardioWest TAHがFDAから認可を受け臨床への応用が始まっている。補助人工心臓も軸流ポンプの改良型であるJarvik-2000型が臨床試験の段階である。

我が国においては、1970年代後半から本格的に人工心臓の開発が進められ、1980年代初頭には「東大型（日本ゼオン-アイシン）」と「国循型（東洋紡）」の臨床応用が心臓手術後の心不全の患者を対象に開始された。その後、両タイプとも1986～1988年に臨床応用する試験が行われ、1990年に製造承認を得て本格的な臨床応用が開始され現在に至っている。国循型はダイアフラム

東大はサック型のいずれも拍動型のポンプである。また、米国で開発された携帯型の拍動型補助人工心臓の「NovaCor™」「HeartMate™」も臨床試験が行われ、優れた成績を収めている。NovaCor™はソレノイド駆動プッシャープレート型、HeartMate™はプッシャープレート型、血液ポンプを用いた空気圧駆動装置体外設置型とモーター駆動携帯型の2種がある。これらに加えて、現在、テルモ株式会社の「DuraHeart™」とサンメディカル株式会社の「EvaHeart™」が臨床試験の段階に入っている。これら2種の国産補助人工心臓はいずれも遠心ポンプ型である。

5. 人工心臓膜について

人工心臓のうち膜部分が存在するのは拍動型のものであり、いずれもダイアフラムが該当する。ほとんどの拍動型人工心臓の血液接触部分の材質は、ポリウレタンである。ポリウレタンは、出発原料のイソシアナートとアミンの種類によってさまざまなものが合成できる。その中でも、強度と抗血栓性に優れたセグメント化ポリウレタン (SPU) が人工心臓用に用いられている³⁾。これらは、表面特性を考慮して分子設計された医用材料の実例である。図2にこれまで開発されてきた医療用ポリウレタンの構造を示す。中にはすでに開発が終了しているものもあるが、SPUの開発の一端を示すものとして参考として記載する。これらのポリウレタンは、表面組成が不均一で異種のドメインが分散するモルフォロジーを有する特徴的な表面層を有している。このような多孔構造が、抗血栓性を発現するには、血漿タンパク質の迅速な吸着層形成による界面不活性化が寄与していると言われている。ホモポリマーによる均一材料表面での抗血栓性獲得は、1970年代半ばまでに均一材料のみではなし得ないことが結論づけられ、それに代わる新しい概念として提案された2種類以上の異なるポリマー鎖を有する、いわゆる多相性高分子材料の考え方が生じている。SPUはエラストマーとしての優れた弾性係数に加えて高い耐疲労性を示し、人工心臓用の素材に要求される機能の1つを充分満たす⁴⁾。この特性は、分子中のハードセグメントが凝集してクラスターを作り、それがソフトセグメントの連続相に分散した構造をとるミクロ相分離構造によって発現されている (図3)。Lymanらの研究では、ソフトセグメントの主成分であるポリエーテルの鎖長を変えると血液適合性も大幅に変化し、最適値が存在する⁵⁾。同様の結果が、村山らによっても報告されている⁶⁾。ポリエーテルとしては、比較的疎水性のポリテトラヒドロフラングリコールがよく用いられるが、他にわずかに親水性度の強いポリプロピレングリコール (PPG)⁵⁾ や、極めて親水性の高いポリエチレングリコール (PEG) によって親水性表面が形成される^{7, 8)}。一方、両末端にアミノ基や水酸基を有する反応性ポリジメチルシロキサン (PDMS) をソフト成分として使用すると、PTMGよりも強い疎水性のセグメント化ポリウレタ

第3章 人工心臓膜

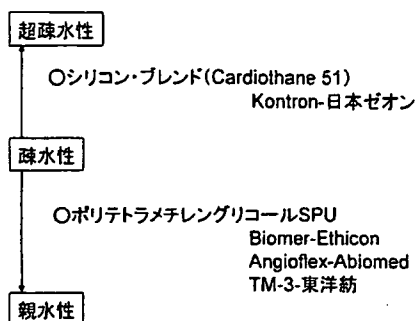


図4 親水性から疎水性までのセグメント化ポリウレタン分類

が合成できる。また、A-B-A ブロック型のポリエーテル (PEG-PPG-PEG) や PEG-PDMS-PEG を用いることができる。PEG などの親水性のポリエーテルをベースとするセグメント化ポリウレタンでは、界面張力が極めて小さく、またゼータ電位もほぼゼロであり、水和された PEG の溶解鎖が界面に濃縮された構造をとっている可能性が示唆され、血液適合性の発現が期待された。しかしながら図4に市販レベルのSPUを表面特性にまとめたが、これを見て明らかのように、疎水的なSPUが実用的であることがわかる。これは分子間凝集による強度の保持に有利では、疎水的なブロックのほうが有利であるためであると考えられる。上で述べた親水的なSPUについては、表面とバルクにおける分子の局在のコントロールが困難なため、血液など水中においては親水的ブロックに水分が進入し、全体の強度を低下させることが問題となっている。強度を必要としない部分への応用は可能であるが、繰り返し疲労に対する耐久性が要求される人工心臓用ダイアフラム膜への応用については、分子レベルでの改良が必要であると考えられる。

SPUの研究は1980年代に数多くの報告がなされ、多種多様なSPUが一般用、工業用に応用された。医療用途としては、これまでにあげたSPUが人工血管や人工心臓用として検討し続けられ、そのうちのいくつかは、現在、人工心臓用として用いられている。しかし、人工心臓用SPUの研究は現在では沈静化しており、部分的な改良が続けられている状況である。これは、これまで開発されたSPUが一定の性能を有していることと、超長期の応用の実例が少ないためである。人工心臓用膜に対する要求よりも、ポンプデザインや血液状態維持のための内科療法の併用などの効果の判定に主眼が移っているためと考えられる。しかしながら、人工心臓の研究の現状では、抗血栓性および血液適合性などの材料に対する要求は依然として高く、材料研究者の対応が望まれている。

6 おわりに

人工心臓の開発は、世界的な状況では臨床応用段階に移行しつつあり、技術的な成熟度は一定のレベルに達している。そのために、人工心臓の個々の要素（ポンプや制御など）についての基礎研究については一段落している状況であるが、現在の臨床応用の成果が積み重ねられるにつれて、さらに高機能的な性能が要求されることは必須である。このうち、血液ポンプについては、TAHの半永久的使用に耐える耐久性と血液適合性が、また心筋再生などの再生医療技術との併用として低侵襲補助のためのポンプなどへの関心が高まっている。これまでに多相系医用材料の開発など、人工心臓が医用材料研究に与える目標値は研究の発展を促進してきた。人工心臓の臨床成績の動向について、今後の進展が注目される。

文 献

- 1) J. G. Copeland, F. A. Arabia, P. H. Tsau, P. E. Nolan, D. McClellan, R. G. Smith, M. J. Slepian, *Cardiol Clin*, 21, 101 (2003)
- 2) F. A. Arabia, J. G. Copeland, R. G. Smith, M. Banchy, B. Foy, R. Kormos, A. Tector, J. Long, W. Dembitsky, M. Carrier, W. Keon, A. Pavie, D. Duveau, *Artif Organs*, 23, 204 (1999)
- 3) M. C. Belanger, Y. Marois, R. Roy, Y. Mehri, E. Wagner, Z. Zhang, M. W. King, M. Yang, C. Hahn, R. Guidoin, *Artif Organs*, 24, 879 (2000)
- 4) 鶴田 禎二 (今西幸男, 櫻井靖久, 妹尾学, 竹本喜一編), 医用材料と生体, 講談社サイエンスティフィク, 262 (1982)
- 5) D. J. Lyman, K. Knuston, B. McNeil, *Trans. ASAIO*, 21, 49 (1975)
- 6) 村山健, 生体材料, 2, 25 (1984)
- 7) V. Sa da Costa, D. B-Pussell, E. W. Salzman, E. W. Merrill, *J. Colloid Interface Sci.*, 80, 445 (1980)
- 8) T. Matsuda, T. Akutsu, *ACS Preprints*, 48, 48 (1983)

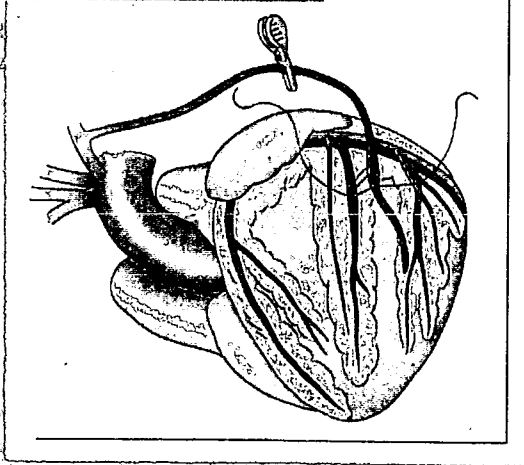
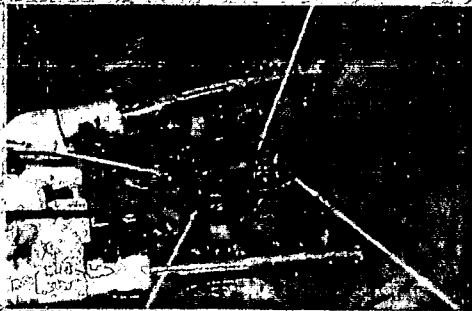
心臓外科

Black & Pittalis

冠動脈外科の 要点と盲点

監修 ▶ 高本眞一
[東京大学教授]

編集 ▶ 竹内靖夫
[東京女子医科大学教授]





2) 内胸動脈

樋上哲哉

[島根大学医学部循環器消化器総合外科]

◇ はじめに

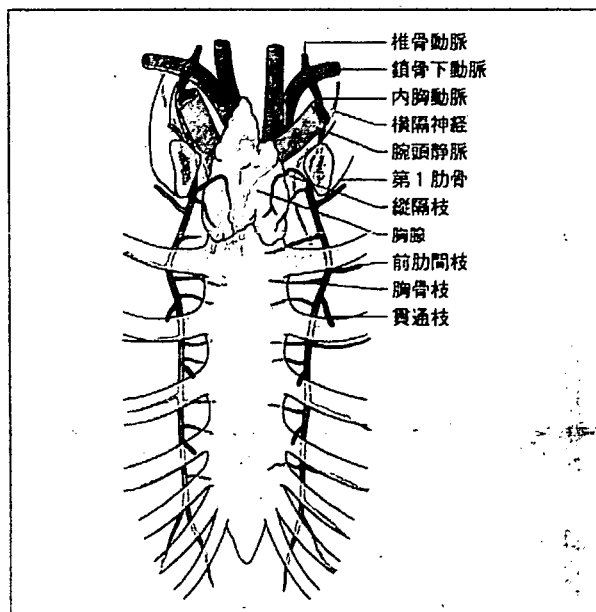
冠動脈バイパス術 coronary artery bypass grafting (CABG) において、内胸動脈 internal thoracic artery (ITA) は最も信頼のおけるグラフト材料であることはいうまでもなく、最近ではその採取法の進歩により、より長く、より太く、より有効に使用できるようになり、左 ITA のみならず右 ITA の利用可能範囲も格段に向上している。ここでは ITA を最大限に有効利用するための採取法を中心に詳述する。

◇ 1. ITA の解剖

1 ITA の走行

ITA は鎖骨下動脈から椎骨動脈の起始と対して下方にはほぼ垂直に分岐し、鎖骨下静脈の背側をくぐり頸部胸膜（胸膜頂）の前面を横隔神経と伴走して第1肋骨上縁に達する。この付近で横隔神経と交差して前胸壁の後面、胸骨縁の約1cm側方を肋骨ならびに肋間筋と endotheracic fascia との間のスペースを2本の伴走静脈と平行して下行する。ただし、伴走静脈は第1肋間より頭側では1本となり ITA から少し離れて走行しているのが通常である。また、第1肋骨上縁より頭側・縦隔側に腕頭静脈が張り出しており、これは ITA の内側（縦隔側）～前側（前額側）に位置する。

一方、第4肋間～第5肋骨の高さより尾側では胸横筋が発達している場合が多く、endotheracic fascia は胸横筋と連続して不明瞭となる。ITA は



【図1】 ITA の走行と分枝（正面からみた解剖図）

第6肋骨～第6肋間の高さで上腹壁動脈と筋横隔動脈の2終枝に分かれる（図1）。

【ポイント】 第1肋間より頭側部 ITA 採取においては、腕頭静脈および横隔神経の走行に十分注意することが重要である

2 ITA の枝

ITA の枝は3方向に分枝する3種類がその主なもので、正中側（胸骨裏面）に分枝する胸骨枝、胸骨縁を貫く貫通枝、外側へ分枝する前肋間枝である。これらは肋間数相応に存在し、ITA 採取時に確実に処理すべき大きな枝である。

この胸壁側に分枝する枝以外に ITA 上部（第1肋骨～第1肋間付近）で縦隔側へ分枝する1～

2本の枝（胸腺枝，縦隔枝）があり，この部の剝離操作においては注意すべきである．また，ときに第1肋骨より上方に外側に分枝する比較的太い枝をみることもあり，これを処理することはITAの走行をより直線的にし，有効長の延長に貢献する．

◇ 2. ITA 採取手技

1 thick pedicle と skeletonization

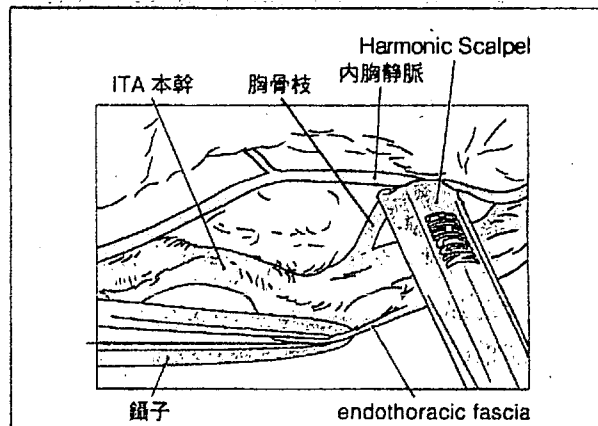
ITAは左右ともグラフトとしての血管の性状（質・太さ）の点では申し分なく，長期開存性もきわめて良好である．しかし，従来の thick pedicle 採取法ではその長さや流量に関して若干の懸念があり，両側ITAの採取は胸骨への血流低下に基づく縦隔炎発生の懸念もあり一般的でなかった．

これに対して，ultrasonic complete skeletonization 法はITAの活用法に対する考え方を根底から変えるに値する有用かつ安全な方法であり，両側ITAによる *in situ* grafting を容易にする採取法である²⁾．電気メスを利用した semi skeletonization, full skeletonization 法も用いられているが，ここでは ultrasonic complete skeletonization 法によるITA採取法のコツを詳述する．

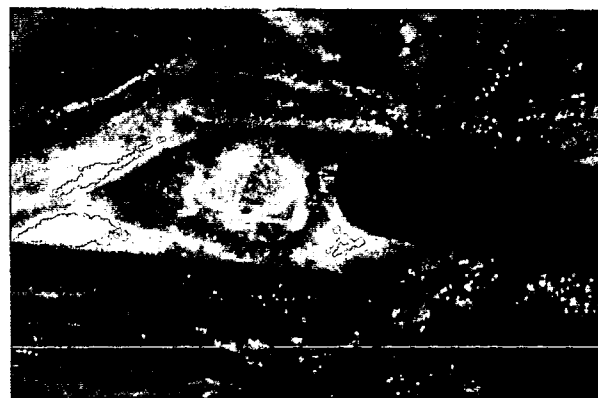
2 ultrasonic complete skeletonization (UCS) 法

a 内胸静脈の分離

採取に先立って胸膜を胸骨裏面から剝離して endothoracic fascia を露出する．第3肋間あたりでITA走行の約1cm正中寄りの endothoracic fascia を切開する．endothoracic fascia の切開はあくまでもITAに伴走する内胸静脈より正中寄り（視野上方）で行うべきであり，これが余計な静脈損傷を防ぐのみならずITAの剝離をより効率的に行うコツでもある．疎性結合織・脂肪織を超音波メス（Harmonic Scalpel DH105；Ethicon）で軽く quick touch をするとITAの



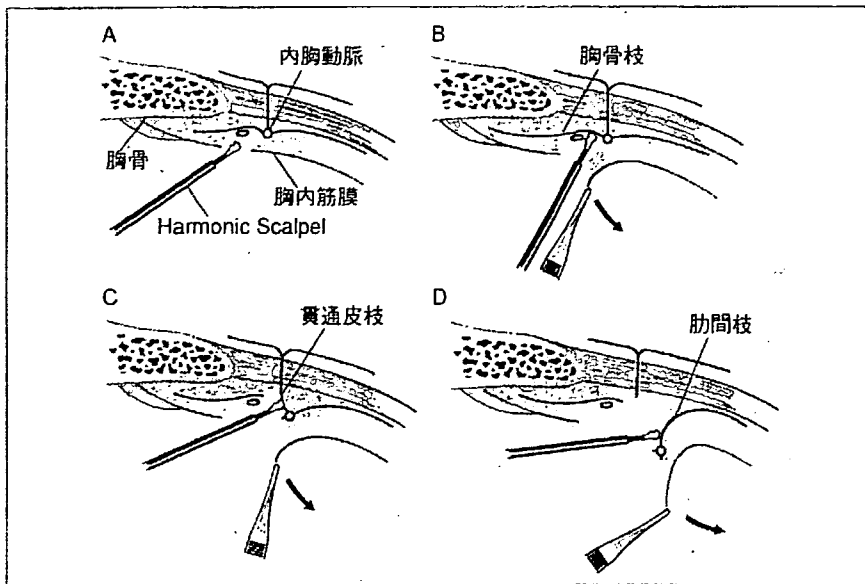
〔図2〕 ITAの視野上半分および枝の剝離・露出
内胸静脈を上方に払い上げITAの上半分を quick touch にて露出する．



〔図3〕 ITAの枝の処理
ITA本幹から1mm離して，プローベを枝に垂直に均一応力で押し当てる．

正中寄りを伴走する内胸静脈が現れる．

“quick touch”とは，超音波メスの持つ cavitation 現象を利用してITA周囲組織を安全かつ素早く除去する手法を名づけたものであり，quick touchの要点はITAとの接触時間を0.2秒以内



【図4】超音波メスによるITAの剥離と分枝処理
ITA分枝をmelting cutで処理しながらITA本幹を視野手前下方に転回する。(文献1)より引用

とすることと同一箇所にも何度も触れないようにすることである。

視野手前の内胸静脈がはっきり認識できたならばこれをquick touchで視野上方へ払い上げる。この際のコツは、超音波メスのプローベを内胸静脈の長軸方向に水平にして、フック側を左に向け内胸静脈の視野の下方から右斜め上方へ内胸静脈表面をかすめるように払い上げるイメージを持つことである(図2)。

【ポイント】内胸静脈の枝の大部分はITAより胸骨側にある。したがって、視野手前の伴走静脈を視野上方へ払い上げることは、これを胸骨側に押し上げ静脈の枝の処理を全く行うことなくITAへ到達できる合理的な方法といえる。ITA採取に際して当初より静脈を遠く離すこと、静脈から出血させないことがultrasonic complete skeletonization法にとって重要である

b ITAの露出と枝処理

ITA露出は、まず視野中のITAの上半分の領域のみをquick touchし、ITAの下方、すなわちendothoracic fascia側の結合織を残し、この筋膜を引き下げることによりITAを手前下方に転回することを基本とする。

枝の処理はendothoracic fasciaを左手鑷子で把持して手前下方に牽引しつつ視野正面に認められる胸骨枝をmelting cutすることから始める。

ついでendothoracic fasciaを下方奥へ牽引することによってITAを手前に90°転回させ、貫通枝を視野正面でmelting cutし、さらにITAを90°手前に転回させ、前肋間枝を視野正面でとらえmelting cutする(図3)。最後にITAをendothoracic fasciaから遊離するとその領域のcomplete skeletonizationが完了する(図4)。

【ポイント】“melting cut”とは超音波メスの持つ蛋白凝固作用を利用して行う枝処理の手法を名づけたものであり、この際にHarmonic Scalpelのプローベの先端を本幹から1mm離すことと、三次元的直角をつくること、つまり本幹・枝・プローベのいずれの角度も直角にすることが重要である

c ITA中枢側の剥離

中枢側、特にendothoracic fasciaのはっきりしなくなる第2肋骨～第1肋間より中枢部では、少々採取方法がこれまでとは異なる。

まず、胸膜側よりITAを胸骨側へ押し上げるようにツッペルなどで鈍的に剝離しITAの走行を確認する。縦隔側へ向かう枝を処理し、ITAを視野手前～縦隔側へ転回しつつmelting cutにて胸壁側へ向かう枝を処理する。最終的に横隔神経の走行を確認しITAと交差する部分まで剝離を進める(図5)。

【ポイント】中枢部分のskeletonizationに際して、

- ◎超音波メスによる ITA の剝離は 5Hz を意識した quick touch を用いる。
- ◎ITA の枝処理は本幹から 1mm 離して約 3 秒間の melting cut で安全・確実に行える。
- ◎第 1 肋間より中枢の ITA 剝離では胸膜側からの走行確認と横隔神経の視認が大切である。

ITA と横隔神経の走行を視認した後に超音波メスを用いることが重要である

d skeletonization の完成

通常、ITA 末梢側は上腹壁動脈と筋横隔動脈との分岐部までの剝離で十分である。これより先の ITA は、肉眼的にも組織学的にも明らかに性状の異なる動脈であり、通常時の graft としては不適切で使用すべきでない。

ITA 剝離が終われば 10% パパベリン液に浸したガーゼで被覆しておく。これで ITA 採取における鉏子での牽引や転回などの刺激に対する spasm は十分に解消される。全身ヘパリン化ののち、末梢側最終枝分岐部で切離し free flow を確認する。最終的な ITA の free flow は、通常、100 ml/min 以上である。

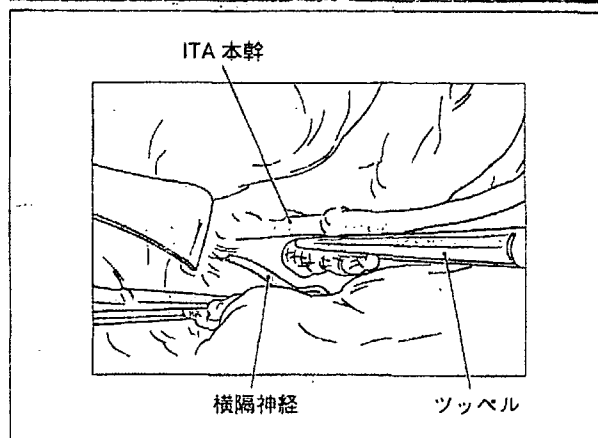
万一、50 ml/min 以下なら ITA の損傷を考慮すべきである。ITA 損傷の主な原因は、枝抜けによる局所の hematoma もしくは dissection による内腔の圧迫か、quick touch の不備もしくは失敗による外・中膜の熱損傷である。

こうして採取した左 ITA は前下行枝領域および回旋枝領域の全枝に *in situ* で吻合可能となり、右 ITA も *in situ* で左前下行枝、回旋枝の大部分に吻合可能となる (図 6)。

[ポイント] 長さ・太さ・流量のいずれの点でも全く不足のない両側 ITA を安全かつ容易に採取しうる ultrasonic complete skeletonization 法はグラフト準備に最適な採取法として推奨される

文献

- 1) Higami, T et al : Skeletonization and harvest of the internal thoracic artery with an ultrasonic scalpel. *Ann Thorac Surg* 70 : 307-308, 2000
- 2) 樋上哲哉 : 超音波メスによる新しい内胸動脈採取法—Ultrasonic Complete Skeletonization 法、金芳堂、京都、2004



【図 5】 ITA の中枢側の剝離
中枢側に限っては鈍的に剝離を行い、ITA と横隔神経の走行を視認ののち超音波メスを使用する。



【図 6】 skeletonized ITA と GEA
左右の ITA は横隔膜に達するほどの十分な長さを有する。

ITA の長所と短所 or/with 使用法と吻合のコツ

樋上哲哉 [島根大学医学部循環器消化器総合外科]

■ ITA の長所

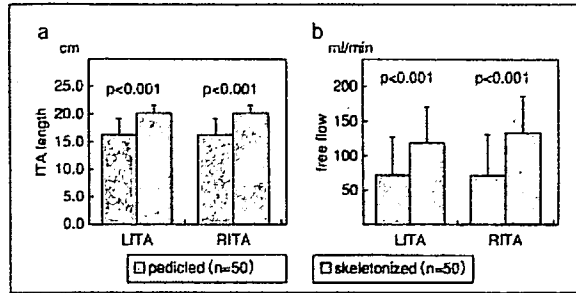
ITA の長所はいうまでもなく良好な長期開存性であろう。ITA を用いることで生命予後が改善される。現在用いられているグラフト材料のうち ITA が最も優れた血管であることに議論の余地はない。さらに、ultrasonic complete skeletonization 法で採取した ITA では手術時の取り扱いの点でその長所は倍増する。有効長は thick pedicle で採取するより約 5cm (30%) 長くなり、太さも 20% 程度太くなる。さらには、100ml/min 以上の free flow を確保でき、これは thick pedicle 採取の 50% 増に当たる。長さの点から、*in situ* で可能な吻合範囲が格段に広がり、左 ITA では左前下行枝の全領域および回旋枝の全領域がその対象となる。

右 ITA ではその利用範囲の拡大は thick pedicle とは比較にならず、ほとんどの前下行枝領域および回旋枝最終枝以外の回旋枝領域に *in situ* で吻合可能である。また、流量の点から左主幹部病変例に対しても両側 ITA のみで十分に対処できるばかりでなく、sequential bypass の多用も十分可能である。さらに、太さの点から吻合はより平易になり、特に off-pump 時の吻合に際してより平易さを実感できる。

[ポイント] ultrasonic complete skeletonization 法により、長さ・太さ・流量の点で ITA の長所が十二分に引き出されるばかりでなく、両側 ITA の使用が容易となり、さらなる長期予後の向上が期待される

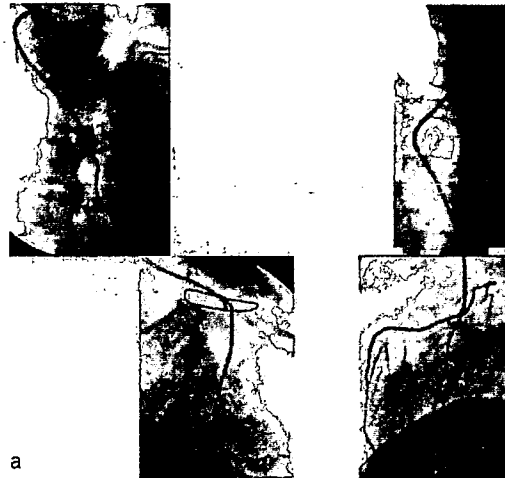
■ ITA の短所

ITA においては短所という短所はないが、しいていうならば、冠動脈との解剖学的位置関係であろう。特に thick pedicle 採取での右 ITA は *in situ* で吻合できる冠動脈領域がきわめて限られるため、その有用性は左 ITA と比べ格段に低かった。しかも、糖尿病をはじめとする high risk 群での両側 ITA 使用による縦隔炎発症の懸念は強く、右 ITA を用いる不利益さが広く一般に認識され、その利用はきわめて低率で、特殊例に限



[図1] 採取法の違いによる ITA の比較

a 有効長は skeletonization により約 5cm 伸びる。
b free flow は skeletonization により 100 ~ 130ml/分に著増する。



[図2] skeletonized ITA による sequential bypass 十分な長さや流量により sequential bypass も余裕をもって *in situ* graft で可能である。

a 右 ITA-#12-#15 (*in situ*), b 左 ITA-#9-#8 (*in situ*)

られていた。しかし、この右 ITA の欠点ともいえるべき吻合可能領域の狭さと、縦隔炎発症の危険性は ultrasonic complete skeletonization 法によりほぼ解消され、安全かつ平易に右 ITA の使用が可能となった。

文献

- 1) Higami, T et al : Early results of coronary grafting using ultrasonically skeletonized internal thoracic arteries. Ann Thorac Surg 71 : 1224-1228, 2001

Harmonic Scalpel の使い方

樋上哲哉 [島根大学医学部循環器消化器総合外科]

■ Harmonic Scalpel のもつ二つの機序

超音波メス (Harmonic Scalpel ; Ethicon) を使いこなすには、その特徴を熟知することが必須である。本稿ではフック型プローベの使い方を詳述する。

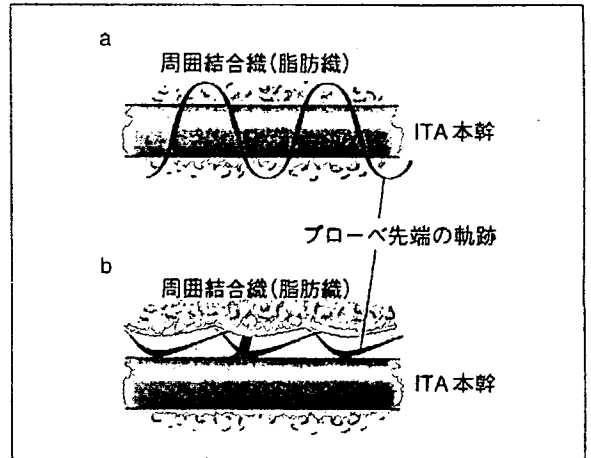
Harmonic Scalpel は二つの作用機序をもつ。第1は cavitational fragmentation と呼ばれ、脂肪組織に代表されるコラーゲン線維の少ない組織では、超音波により組織圧が低下し細胞が膨化破裂して泡沫状に飛び去るという現象である。これにより、外膜を損傷することなく動脈を露出することができ、この手法を“quick touch”と呼ぶ。第2は、超音波振動による物理的な蛋白融解凝固変性 (protein coagulation) を引き起こすことである。これを応用した動脈分枝の止血処理法を“melting cut”と呼ぶ。以上の二つの機序に基づく“quick touch”と“melting cut”をマスターすれば、ITA の ultrasonic skeletonization は迅速・安全かつ確実なものとなる。

■ quick touch による動脈の露出・剥離

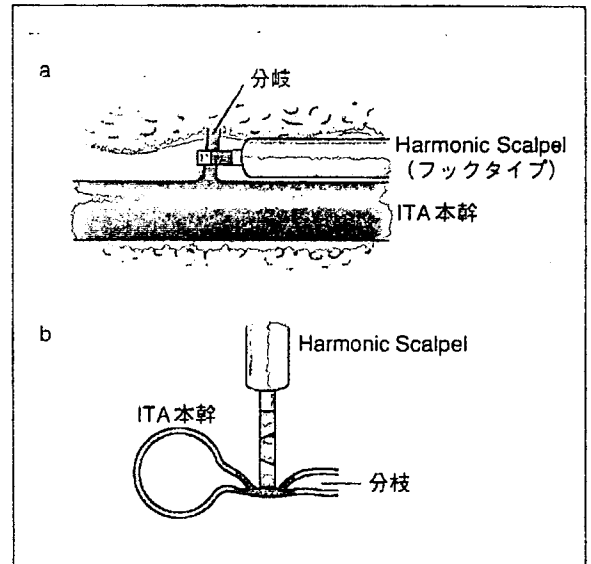
実験的・臨床的経験から quick touch では ITA との接触時間を 0.2 秒以内にすればまず問題はない。実際はプローベ先端を 10 ~ 20mm くらいの振幅でもって 1 秒間に 5 回 (5Hz) 以上の往復運動をさせ、かつ、同一箇所にも何度も触れないようにする (brush mode)。また、ITA の長軸方向にチェックマークをつけるごとくに行う quick touch も有用である (Nike mode) (図 1)。

■ melting cut による枝の処理

内胸動脈や橈骨動脈の枝に Harmonic Scalpel のフック型プローベの先端 (blunt side) を均一応力で一定時間 (level 2 の出力で約 3 秒) 押し当てると、枝は切離されると同時に蛋白凝固により確実に閉鎖される (図 2)。正しい手法通りにすれば血管内膜への熱損傷の到達距離はプローベ接触縁から約 0.6mm であり、したがって本幹から 1mm 離して枝の処理をすることで本幹に熱損傷を与えることなく安全かつ確実に枝処理が完了



[図 1] quick touch 時のプローベ先端の動きのイメージ
a brush mode : ITA 本幹表面の露出に使用。
b Nike mode : ITA 本幹の上半分および枝の露出に使用。



[図 2] melting cut 時のプローベの位置と角度
a 正面図 (ITA 長軸面)
b 断面図 (ITA 短軸面)

する¹⁾。

文献

- 1) Higami, T et al : Histologic and physiologic evaluation of skeletonized internal thoracic artery harvesting with an ultrasonic scalpel. J Thorac Cardiovasc Surg 120 : 1142-1147, 2000

HEART
nursing **3**

ハートナーシング

ハートナーシング 2005年第18巻3号(通巻232号) 2005年3月1日発行

MC メディカ出版

2. off-pump CABG (OPCAB) を検証する

④ OPCAB時代における各種グラフトの特徴と採取法

島根大学医学部外科学講座
循環器・消化器総合外科学

教授 ^{ひがみつや} 樋上哲哉

OPCABに用いられるグラフトの種類と特徴について解説すると同時に、21世紀のOPCABに求められる長期成績の向上に貢献するグラフトの採取法と、その利用法をクローズアップする。

はじめに

心拍動下冠動脈バイパス術 (off-pump coronary artery bypass ; OPCAB) においても、用いられるグラフト材料としては、従来の人工心肺を用いた冠動脈バイパス術 (on-pump CABG) に用いられるものと何ら変わりはない。しかしながら、OPCABをより低侵襲で行うことを意図して、大動脈に全く触れないAorta no touch法 (大動脈に中樞吻合を置かない方法) をとることも多く、この場合は、グラフトの用い方が少し異なるなど、OPCABならではのグラフト選択とグラフトの用い方も存在する。

ここでは、各種グラフト材料の特徴とグラフト採取法、および、OPCABに焦点を当てたグラフト選択と利用法について解説する。

グラフトの種類とその特徴 (表1)

現在、臨床に主に用いられているグラフトは、大別して、動脈グラフトと静脈グラフトの2種類がある。動脈グラフトとしては、採取しても元の組織の機能不全を来さないことが絶対条件であり、内胸動脈、胃大網動脈、橈骨動脈がその代表である。静脈グラフトとしては大伏在静脈が代表である。

グラフトの用い方には、元の場所から完全に取り出して用いる方法 (free graft) と血液流入部は本来の流れのままにして末梢側のみを冠動脈に吻合する方法 (in situ graft) の2種類があり、内胸動脈と胃大網動脈は、通常in situ graftとして用い、橈骨動脈と静脈グラフトは心臓から離れたところにある血管であり、当然ながらfree graftとしてしか用いられない。



表1 冠動脈バイパスグラフトについて

種類
I. 動脈グラフト (arterial graft) 1. 左内胸動脈 (left internal thoracic artery ; LITA) 2. 右内胸動脈 (right internal thoracic artery ; RITA) 3. 右胃大網動脈 (right gastroepiploic artery ; RGEA) 4. 橈骨動脈 (radial artery ; RA) 5. 下腹壁動脈 (inferior epigastric artery ; IEA) II. 静脈グラフト (vein graft) 1. 大伏在静脈 (greater saphenous vein) 2. 小伏在静脈 (lesser saphenous vein)
用い方
I. in situ graft II. free graft
採取法
I. complete skeletonization法 II. thick pedicle法

さらに、動脈グラフトの採取方法には、グラフトとする動脈と伴走する静脈などの周囲組織を含めて一塊として採取する方法 (thick pedicle採取法) と、動脈のみをむき出しにして採取する方法 (complete skeletonization法) がある。採取法の違いはグラフトの特性を大きく変えるものであり、これについては個々のグラフトの項で詳しく述べる。

1. 内胸動脈 (internal thoracic artery ; ITA)

内胸動脈は、鎖骨下動脈から分枝し胸骨裏面の両縁を下行する動脈硬化を来しにくい弾性血管 (中膜に弾性線維を多く含む血管) で、その血管径は2~3mmで冠動脈径と同等である。内胸動脈の長期開存性の良好なことは周知の事実であり、現在用いられているグラフトの中では群を抜いて優れたグラフト材料である¹⁾。

内胸動脈は左と右の両側を用いることができるが、解剖学的位置関係から左内胸動脈が用い

やすく、OPCABにおいてもこれをin situ graftとして第一選択とするのが通常である。ただし、OPCABではグラフトの長さには余裕がないと吻合しにくい点から、採取法はskeletonization法が推奨される。中でも超音波メスを用いたultra-sonic complete skeletonization (UCS) 法²⁻⁴⁾は簡便かつ安全な方法で、これによって内胸動脈のin situ graftとしての利用価値が格段に向上した (図1)。特に、右内胸動脈におけるin situ graftとしての利用価値と安全性の飛躍的な向上は革命的といっても過言ではない。具体的にその利点を挙げると、①グラフトとして用いられる長さがthick pedicle法で採取するより、約4cm長くなること、②グラフトの血流量 (free flow) が約40%増加すること、③グラフトの太さが直径で約20%増大することなどである (表2)。まさしく、UCS法はOPCABには好条件の採取法といえ、これにより両側内胸動脈をOPCABで手軽に使用できるようになった。

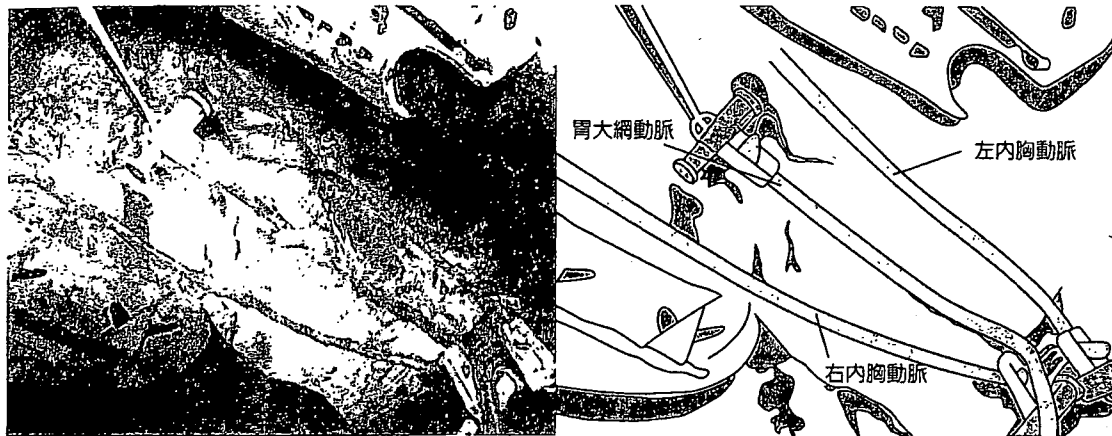


図1 ultrasonic complete skeletonization (UCS) 法で採取された両側内胸動脈と胃大網動脈

2. 胃大網動脈 (gastro-epiploic artery : GEA)

右胃大網動脈は、腹腔動脈の枝である胃十二指腸動脈から分枝して、胃大彎側から1~2cm離れた大網の中を走行している。血管径は内胸動脈と同程度であるが、内胸動脈と異なり中膜に平滑筋細胞を多く含む筋性血管である。1987年にCABGのグラフトとしての有用性が報告^{5, 6)}されて以来、内胸動脈に次ぐin situ graftとして用いられることが多い。ただし、遠隔期のグラフト開存率は内胸動脈に劣ること、および、その血流量・血流パターンに若干の不安を有し冠動脈狭窄度の軽い場合には血流競合が起こることなどの懸念もある。近年ではこの弱点を克服すべくUCS法により採取し、グラフトの太さ、長さ、並びに血流量の点でかなりの改善を見て内胸動脈に近付きつつあるが、長期開存性については、根本的に内胸動脈と質の異なる血管であることから、なお今後の検討を要する(図1)。右胃大網動脈はOPCABにおいては左右内胸動脈に次ぐin situ graftとして重宝ではあるものの、上記の理由から原則として左冠動脈系(左前下降枝, 左回旋枝)に用いないことが賢明である。

表2 ultrasonic complete skeletonization (UCS) 法の利点

- | |
|---|
| <ul style="list-style-type: none"> ①グラフトとして用いられる長さがthick pedicle法で採取するより約4cm長くなる ②グラフトの血流量 (free flow) が約40%増加する ③グラフトの太さが直径で20%以上増大する ④OPCABにおけるin situ graftとしての利用価値が高くなる ⑤採取後の胸骨血流を温存できる (縦隔炎の発生を抑制する) ⑥短時間に安全・簡便に採取が可能である |
|---|

3. 橈骨動脈 (radial artery)

橈骨動脈は前腕に存在する比較的血管壁の厚い筋性動脈であり、その血管径は3~4mmで内胸動脈よりやや太い。血管攣縮が生じるためグラフトとしては不適とされてきたが、1992年以降にCa拮抗薬の併用により血管攣縮を防止できることが報告⁷⁾されて以来、にわかに手軽に使えるfree graftとして注目されてきている。橈骨動脈は、Allen test (尺骨動脈との非連続性を確認するテスト) が陰性の場合、左右のどちらでも使用可能であるが、通常、利き腕でないほうが選択される。最近ではUCS法で採取されることも多く20cm程度の十分な長さが得られる。



長期開存性に関しては静脈グラフトよりよいとされているものの、内胸動脈に勝るものではない。通常は中枢吻合を大動脈に置き血液流入部とするが、OPCABでAorta no touch法を用いる場合は血液流入部を内胸動脈に置くことが多い。

4. 大伏在静脈 (greater saphenous vein, 通称saphenous vein graft : SVG)

最も一般的で数多く用いられてきたグラフトであるが、動脈系に置かれたときから動脈硬化が生じるとされ、およそ10年で約50%が閉塞し、さらに開存するグラフトにおいてもその半数が高度の動脈硬化を来すことが明らかにされている⁸⁾。OPCABにおいては、橈骨動脈と同様free-graftであるため中枢吻合を必要とすること、血管径が4~5mmとほかのグラフトに比べて太いことから内胸動脈などに中枢吻合を求めにくいこと、長期開存性が低いことなどから使用を避けることも多いが、簡便に採取できるグラフトとして右冠動脈領域などに用いられることもある。

21世紀のOPCABにおけるグラフト選択

21世紀のOPCABに求められるものは低侵襲のみならずon-pump CABGと同等以上の長期成績の獲得である。再狭窄率の低い薬剤溶出ステント (drug eluting stent ; DES) の出現によりさらにその要求は高まったと言える。長期成績の向上とは、手術後に狭心症や心不全の再発率を低減させること、すなわち、5年、10年先の心事故非発生率 (cardiac event-free rate) を限りなく100%に近付けることを意味する。そ

の長期成績向上のためには、グラフトの長期開存性を確保することと優れたグラフトによる完全血行再建の2つが鍵となる。

1. グラフトの長期開存性の確保

前述のとおり、長期開存性の点では内胸動脈が最も信頼される。これは内胸動脈そのものが動脈硬化を来しにくい弾性血管であるということ、太さが冠動脈径と酷似していることなどの解剖学的理由に加えて、単独のin situ graftとして用いられてきたことによると考えられる。

最良のグラフトである内胸動脈は左と右の2本あるが、thick pedicle採取法では、左内胸動脈のみがin situ graftとして、しかも前下行枝領域にのみ用いられていたのが大半であった。その理由は右内胸動脈が心臓との解剖学的位置関係から長さが足りず、in situ graftとしては用いにくいこと、および、両側の内胸動脈の採取により胸骨血流が低下し縦隔炎の発生が増加するなどの懸念が示されていたことにある。これに対し、skeletonization法で内胸動脈を採取すると長さは飛躍的に長くなり、右内胸動脈がin situ graftとして十分に用いられるようになる。さらに最新の超音波メスによるskeletonization法 (ultrasonic complete skeletonization ; UCS法) を用いれば、採取時間の短縮、胸骨血流の温存に加えて、内胸動脈そのものへの悪影響も少なく、むしろ内胸動脈血流の著しい増加が得られるなどの有利な点が倍増する。UCS法にて採取することで、OPCABにおいても最良のグラフトである内胸動脈を2本のin situ graftとして用いられるようになったことは、OPCABの長期成績向上に極めて重要な鍵の1つを手の内に納めたといっても過言ではない。

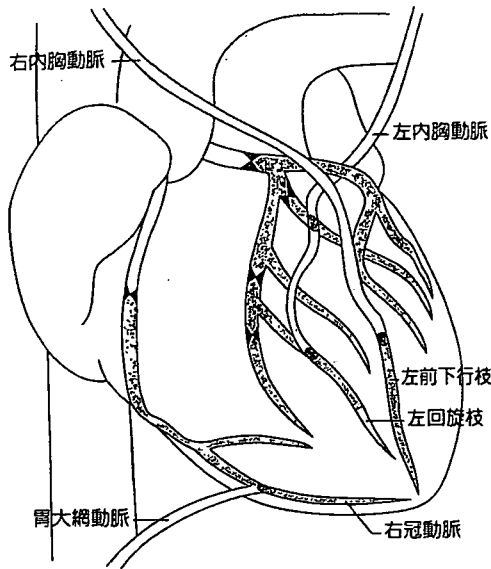


図2 OPCABにおけるin situ graftの典型的な使用パターン

この例では、右内胸動脈で左前下行枝、左内胸動脈で回旋枝の2カ所にsequential bypass、胃大網動脈で右冠動脈をそれぞれ血行再建している

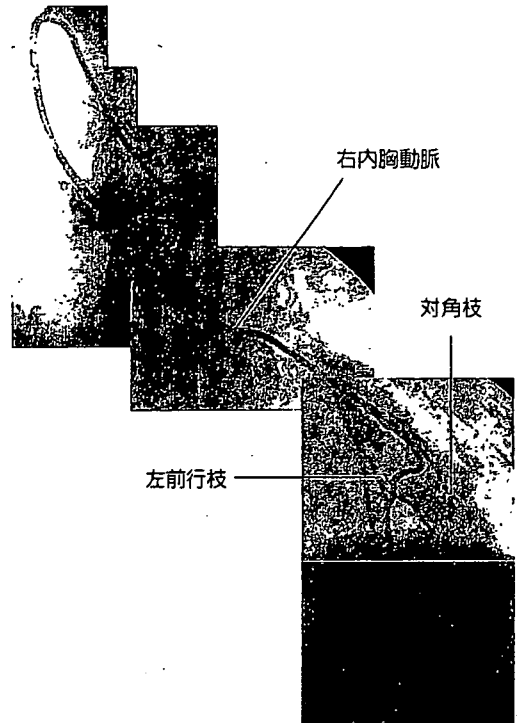


図3 左前下行枝へバイパスされた右内胸動脈 (in situ graft)

2. 優れたグラフトによる完全血行再建 (図2~4)

OPCABにおいて両側の内胸動脈をin situ graftとして使い、かつ、病変のある冠動脈のすべてにバイパス(完全血行再建)する場合のグラフトの用い方を中心に述べる。Skeletonization法で採取した左内胸動脈は、in situ graftとして左前下行枝領域、および、回旋枝領域の全域に十分に吻合できる長さで流量を有する。従って、左内胸動脈でsequential bypass法(1本のグラフトで連続して2カ所以上に吻合する方法))をうまく併用することで、1つの領域の複数の冠動脈枝にバイパスすることが可能である。例えば、左前下行枝とその枝である対角枝の2カ所に左内胸動脈1本で、余裕をもって、安全かつ確実にバイパスをすることができるのであ

る。こうすることで限られた優れた動脈グラフトで、より多くの病変枝を再建することが可能となる。

一方、UCS法で採取した右内胸動脈は、左前下行枝のほぼ全域と回旋枝領域の最終枝以外の枝に用いることが可能である。従って、前下行枝領域、および、回旋枝領域のほぼすべての病変枝を最良の両側内胸動脈のin situ graftでバイパスできることになる。

残るは右冠動脈領域の再建である。in situ graftにこだわるならば胃大網動脈であるが、内胸動脈と異なり、血管の性状および流量の点でUCS法で採取しても完璧なグラフトとはいえないことから、橈骨動脈グラフトや静脈グラフトなどのfree graftが用いられることも多い。

OPCABの低侵襲性にこだわり、Aorta no

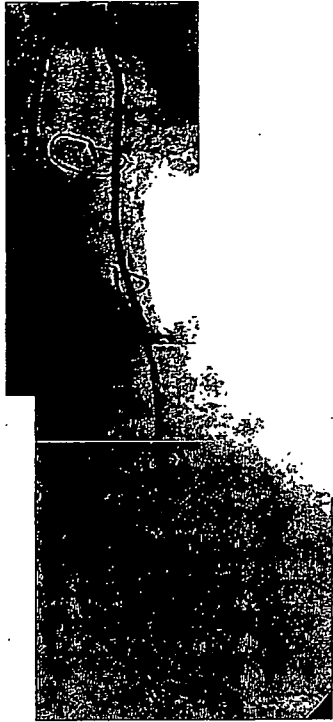


図4 回旋枝の2カ所に sequential bypass された左内胸動脈 (in situ graft)

touch法でfree graftを用いる場合は、中枢吻合を内胸動脈に置く場合が多く、内胸動脈の先端に free graftを継ぎ足す形で端々吻合する場合 (I-composite graft) と、内胸動脈の中途に分枝として加える形で端側吻合する場合 (Y-composite graft) がある。グラフト径や血流の点からは、内胸動脈-橈骨動脈のI-composite graftが比較的良好なようであるが、内胸動脈の単独 in situ graftに勝るものではないことは言うまでもない。

おわりに

OPCABに用いられるグラフトの特徴について

概説してきたが、21世紀のOPCAB時代により低侵襲でかつ高品質なCABGの実現には、両側内胸動脈を中心にin situ graftの有益性を十分に引き出すグラフトの選択、およびその使用法が重要となろう。

引用・参考文献

- 1) Loop, FD. et al. Influence of the internal mammary-artery graft on 10 year survival and other cardiac events. N Engl J Med. 314, 1986, 1-7.
- 2) Higami, T. et al. Early results of coronary grafting using ultrasonically skeletonized internal thoracic arteries. Ann Thorac Surg. 71, 2001, 1224-8.
- 3) Higami, T. et al. Histologic and physiologic evaluation of skeletonized internal thoracic artery harvesting with an ultrasonic scalpel. J Thorac Cardiovasc Surg. 120 (6), 2000, 1142-7.
- 4) 樋上哲哉. 超音波メスによる新しい内胸動脈採取法. Ultrasonic complete Skeletonization法. 東京, 金芳堂, 2004, 1-102.
- 5) Pym, J. et al. Gastroepiploic-coronary anastomosis: A viable alternative bypass graft. J Thorac Cardiovasc surg. 94, 1987, 2569.
- 6) Suma, H. et al. Coronary artery bypass grafting by utilizing in situ right gastroepiploic artery: Basic study and clinical application. Ann Thorac surg. 44, 1987, 394-7.
- 7) Acar, C. et al. Revival of the radial artery for coronary artery bypass grafting. Ann Thorac Surg. 54, 1992, 652-9.
- 8) Grondin, CM. et al. Coronary artery bypass grafting with saphenous vein. Circulation. 79 (Suppl 1), 1989, 24-9.