大動脈内バルーンポンピング IABP — テクノロジーの進歩と今後の展望 —

東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科 心肺機能外科

荒井 裕 国

I. 序 論

今日、技術の進歩に伴い、循環器外科・内科領域では、PCPS（経皮的心肺補助）、LVAD（補助人工心臓）などの種々の機械的補助循環法が臨床使用されています。この中で、大動脈内バルーンポンピング（IABP：intra-aortic balloon pumping）は、最も普及し臨床の現場で汎用されている基本的な補助循環法です。本邦において IABP は、1970 年代半ばから主に心臓外科領域で臨床応用が始まり、経皮的挿入方法が登場した 1980 年頃からは内科領域でも施行されるようになりました。その後、機械工学・コンピュータソフト・高分子技術の飛躍的進歩に伴いシステムの安全性が向上するにつれて適応が拡大し、年々施行症例が増加し、1995 年以降は日本国内だけでもほぼ年間 18,000 例に対して施行されています（図 1）。

IABP の作動原理の理論と実際に関しては、種々の教科書に詳しく記載されておりますので、本稿では概略を述べるにとどめ、駆動装置・バルーン本体が歴史的にどのように進歩し、今後の技術革新がどうあるべきかという視点で IABP を論じます。

II. IABP の作動原理概論

IABP とは、容量 30～40 cc のバルーンカテーテルを大腿動脈から挿入して胸部下行大動脈内に留置し、体外の駆動装置に接続して心拍動に同期させてバルーンの拡張・収縮を行う循環補助法です（図 2）。

バルーンを心臓の拡張期に拡張させることで冠動脈血流量が増加し（Diastolic Augmentation）、収縮期直前に収縮させることで心臓の駆出抵抗を低減し

図 1 本邦における IABP 用バルーン使用本数

図 2 IABP の原理

て心仕事量を低下させる(Systolic Unloading)作用があり、結果的に不全心における心筋酸素の需要と供給のバランスを改善します(図3)。細いカテーテルを介して瞬時にバルーンを拡張・収縮させるため、カテーテル内腔には分子量の小さいヘリウムガスが充填されています。駆動タイミングは、患者の心電図波形とバルーン先端の動脈圧波形を駆動装置に入力することで、マニュアルないしコンピュータにより制御されます。

III. IABP 駆動装置の進歩

IABP が世界で最初に臨床応用されたのは、1967年の6月で、45歳の女性に7時間駆動して救命されました。

1970年代前半の駆動装置を見てみますと(図

4)、この時代は駆動ガスに炭酸ガスが使用されており、駆動用の圧力は壁圧、あるいはポンペ圧を用いた、構造的にはシンプルな機械でありました。

1970年代後半から80年代前半に入ってきますと、波形や数字を視認しやすいディスプレイが搭載され、駆動ガスは二酸化炭素に代わりヘリウムが導入されるようになりました(図5)。コントロン社製のモデル10は個人的にも大変懐かしい機種で、この器械のおかげで随分と多くの患者を救命しました。しかし当時の駆動装置は、駆動音がポッコンポッコンと大きく、本体の振動のために中の基盤が緩んで作動しなくなったり、心房細動になると駆動タイミングが合わなかったりと完成度の低い製品でした。

駆動方式は、コントロン社製はペローズ方式で、データスコープ社製はコンプレッサー方式を用いていました。ペローズ方式とは、ステッピングモーターを使ってペローズ(蛇腹)を伸縮させて回路内の

Diastolic Augmentation
(ダイアストリックオーギュメンテーション)

心臓の拡張初期(大動脈弁閉鎖直後)にバルーンを拡張することで冠血流量の増大と動脈圧の上昇を図る

Systolic Unloading
(シストリックアンローディング)

心臓の駆出開放直前にバルーンを収縮させることで心仕事量の軽減を図る

図3 IABP の効果

世界初使用

Cardiomat

Model 7

モニター 無しまたはブラウン管
駆動ガス CO₂
駆動方式 駆動圧は壁圧またはポンペ圧を用いる

図4 駆動装置 70年代前半

コントロン モデル10

データスコープ 80シリーズ

データスコープ 83M, 84

種別	据置	据置	据置
モニター	カラーCRT	単色 CRT	単色 CRT
ガス	He	80, 82 CO ₂	83 CO ₂ /He
重量	170kg	82kg	91kg
床面積	4913cm ²	4098cm ²	2720cm ²
駆動方式	ペローズ モータ	チューブ コンプレッサー	チューブ コンプレッサー
容量制御	抵抗値	チューブ長	チューブ長

図5 駆動装置 70年代後半～80年代前半

ヘリウムガスを往復させることで、バルーンを拡張・収縮させる構造です(図6)。この方式は、現在でもアロー社で継承されています。一方、コンプレッサー方式とは、コンプレッサーで陽圧と陰圧を作り、この圧力でダイアフラム(膜)を介してヘリウムガスを動かすことでバルーンを拡張・収縮させます(図7)。装置内の空気側で作られた陽圧によって、ダイアフラムはヘリウム回路側に移動します。これによりヘリウムガスが装置からバルーン側へ押し出されバルーンが拡張します。逆に空気側を陰圧にするとダイアフラムが装置側へ移動し、ヘリウムガスが装置内に戻ることで、バルーンが収縮します。この方式は、現在多くの製品で主流になっている駆動方式です。

80年代には、現在の駆動装置のプロトタイプが揃ってきます(図8)。駆動ガスはすべてヘリウムとなります。駆動方式はコントロン社製を除いて各社コンプレッサー方式を採用していますが、コンプレッ

サーの能力に限界があり、バルーンも9~10 Fr.の太さが必要でした。装置の種別としては据置型と搬送型が用意されるようになりましたが、重量は80 kg前後でした。

90年代に入りますと、ディスプレイには液晶が使われるようになり、重量も40 kg以下の軽量タイプが登場します(図9)。外観の変化のみならず、機能的にも駆動陽陰圧のパワーが上昇してバルーンの応答性が格段と向上しました。

図10は、現在使われている最新機種を示します。小型化が進み、重量もほとんどの機種で40 kg前後と軽量化が達成されています。更にハード面のみならず、不整脈追従性の向上を目的としたコンピュータのソフトやアルゴリズムの進歩が見られます。データスコープ社のSystem 98は、カーディオ・シンクというソフトウェアによりECGの入力信号をデータベースと比較して不整脈解析を常に行いながら駆動タイミングを制御します。また、アイシン社の

図6 構造図 ペローズ方式

図7 構造図 コンプレッサー方式

種別	コントロン		データスコープ		マンスフィールド		エアリス	
	K2000	KAAT	S90	S90T	1300i	3001	M700	
据置	据置	搬送	据置	搬送	据置	据置	据置	
モニター	カラーCRT		単色 CRT		単色 CRT		単色 CRT	
ガス	He		He		He		He	
重量	77kg	68kg	95kg	79kg	88kg	72kg	82kg	
床面積	3416cm ² 2340cm ²		4331cm ² 2467cm ²		5568cm ² 3240cm ²		2346cm ²	
駆動方式	ペローズ モータ		チューブ コンプレッサー		ダイアフラム コンプレッサー		ダイアフラム コンプレッサー	
容量制御	抵抗値		チューブ長		生理食塩水		カートリッジ	

図8 駆動装置 80年代

解説

コラート BP 21 は、同社のカテ先センサー付バルーンからの ECG と動脈圧波形信号を、自己学習機能を持ったソフトウェアで複合的に解析し、バルーンの最適な拡張・収縮タイミングを制御します（図 11）。

以上、駆動装置の進歩を図 12 に示します。モニターはブラウン管からカラー液晶へ、駆動ガスは二酸化炭素からヘリウムへ、重量は 170 kg から 40 kg まで小型軽量化されました。ソフト面では、駆動制御

法も単なる ECG 同期から、コンピュータの進歩により不整脈追従性を高めたソフトを内蔵したものや、駆動タイミングを装置が完全に自動制御するオートモードへと進化しています。

IV. IABP バルーンの進歩

図 13 に、現在汎用されている IABP バルーンカテーテルの基本構造を示します。カテーテル内腔は 2 重構造となっており、セントラルルーメンは、パ

種別	アロー ACAT-1	データスコプ S95 S97	ゼメックス 907	アイシン BP1
据置/搬送	据置/搬送	据置 据置/搬送	据置	据置
モニター	カラー液晶	単色 プラズマ	単色 CRT	単色 プラズマ
ガス	He	He	He	He
重量	36kg	80kg 83kg	60kg	80kg
床面積	1742cm ²	4331cm ² 2408cm ²	1925cm ²	1488cm ²
駆動方式	ペローズ モータ	ダイアフラム コンプレッサー	ダイアフラム コンプレッサー	ダイアフラム コンプレッサー
容量制御	抵抗値	チューブ長	カートリッジ	駆動圧

図 9 駆動装置 90 年代

種別	アロー ACAT-1	データスコプ S98	ゼメックス 908	アイシン BP21
据置/搬送	据置/搬送	据置/搬送	据置/搬送	据置/搬送
モニター	カラー液晶	単色 プラズマ	カラー液晶	カラー液晶
ガス	He	He	He	He
重量	39kg	84kg(56)	40kg(28)	39kg(35)
床面積	1742cm ²	2451cm ² (1404)	2205cm ² (1265)	2074cm ² (1650)
駆動方式	ペローズ モータ	ダイアフラム コンプレッサー	ダイアフラム コンプレッサー	ダイアフラム コンプレッサー
容量制御	抵抗値	チューブ長	充填圧	駆動圧

図 10 駆動装置 2000 年代

ルーン挿入時のガイドワイヤーの通路であり、駆動中は先端圧モニターとして使用されます。アウターカテーテルとインナーカテーテルとの間の空隙は、駆動ヘリウムガスの流路となり、バルーン内腔と駆動ホースとを接続します。IABP のバルーンカテーテルの進歩は、高分子素材の技術革新に伴うバルーン合併症の克服の歴史ともいえます。即ち、バルーンの破裂や、臓器虚血、下肢虚血をどのように克服してきたかということです。

バルーン破裂の主な原因は、下行大動脈の動脈硬化性石灰化内膜との反復接触によるもので、顕微鏡所見では穿孔部周辺の膜の粗面化と亀裂を認めます

(図 14)。バルーンが破裂すると、ガス塞栓による臓器虚血や、バルーン内腔に生じた凝血塊による抜去困難（エントラップ現象）を起こし、重篤な合併症に至ります。

バルーンの破裂率を 1990 年代と最近の報告で比べてみると、膜素材の強化により破裂率が著しく改善していることが判ります(表 1)。1994 年の日本の多施設からの報告では、TMP の 0 % を除き、各社とも 1.3~5.8 % と高い破裂率でした。一方、2000 年におけるデータスコープの成績では、カテーテルサイズが 9.5 Fr, 8 Fr. のいずれも 0.8 % の破裂率となっています。現在では、企業を問わずバルーン破裂

R波を認知したら

①直前のR-R間隔

②直後の駆出時間

を計測しこの2因子の相関を自己学習する

駆動タイミング制御

図 11 corart BP 21 自己学習機能による AUTO タイミング

図 12 駆動装置システムの進歩

図 13 バルーンの形状

穿孔部の顕微鏡写真

バルーンの亀裂とその周囲の粗面化

図 14 IABP 用バルーン穿孔

率はおそらく 1% 以下ではないかと思われます。

バルーンの留置に伴う腹腔内臓器虚血は、バルーン長が胸部大動脈に比べて長すぎたり、バルーンの留置位置が低すぎる場合に、バルーンが腹部大動脈にかかり、重要分枝の血流不全によって引き起こされます。図 15 に、成犬実験における腹部大動脈位 IABP バルーンによる片側腎動脈閉塞現象を示します。

この例では、実験的にバルーン下端を意図的に腎動脈開口部以下まで下ろした際に、右腎の血流が維持されているにもかかわらず、左腎の血流が全く得られていないことが解ります。つまり、バルーンの拡張・収縮が大動脈内の中央で行われるのではなく、

表 1 IABP 用バルーン穿孔発生率

1990年代前半

Balloon Type	n (Patients)	Incidence of Rupture (%)	Incidence of Other Complications (%)*
TMP®	960	0	2.7
Kontron®	943	1.6	4.3
Datascope®	485	4.1	1.9
Mansfield®	226	1.3	2.7
Aries®	189	5.8	3.7
Total	2,803	(n = 49) 1.7	(n = 89) 3.2

Nishida, et al: ASAIO 1994 ; 18: 746-51

2000年

	n	Incidence of Rupture
Datascope 9.5Fr.	7078	0.8 %
8.0Fr.	2254	0.8 %

Cohen, et al: Cathet Cardiovasc Intervent 2002 ; 56: 200-6

大動脈内壁の片側に常に接触した状態で行われるために、バルーンの拡張時のみならず、収縮時も持続的に左腎動脈を閉塞して臓器虚血が生じることが示唆されます。IABPの補助効果の観点からすると、より大きいサイズのバルーンの方が補助効果に優れることが予測されますが、胸部下行大動脈長に応じた適正な長さのバルーンを選択しないと、特に体格の小さい日本人では腸管壊死や腎不全を招くことがあります。最近では、図16に示すように、日本人の体格にあったバルーン長や容量が考慮され、適正サイズのバルーンがラインナップされています。ただし、適正な長さのバルーンが選択されたとしても、バルーンの留置位置が低すぎる場合は臓器虚血の危険が伴い、バルーンが心臓から離れるほどIABPの補助効率は低下します。ですから、IABP駆動中は胸部レントゲン写真で、IABPの先端チップが適正な位置に留置されていることを常に確認しな

ければなりません。

IABPの留置に伴う合併症として、下肢虚血も重要です。IABPの適用症例は、疾患背景からして下肢のASO（閉塞性動脈硬化症）を合併している症例が多く、留置したバルーンカテーテルが大腿動脈を閉塞し下肢虚血を生じ易いのです。当然のことながら、この合併症の頻度はカテーテルの太さと関連します。初期のバルーンはカテーテルのサイズが12～14 Frと太かったため、大腿動脈を露出して人工血管を吻合して挿入する外科的挿入法を行っていましたが、現在ではカテーテルの細径化に伴い経皮的に挿入する方法が主流となっています。

下肢虚血の発生率を1980年代の時点で見ると、当時は10 Fr.以上の太いカテーテルを使用していたため、外科的挿入法の9.1%に対して経皮的挿入法では14.3%とかなり高い頻度で下肢虚血が発生していました（表2）。一方、最近の報告では、

M T Swartz, T Sakamoto, H Arai, et al. *Annals of Thoracic Surgery* 1992;53:604-10

図15 腹部大動脈位IABP用バルーンによる片側腎動脈閉塞現象

図16 日本人の体格に合ったIABP用バルーン

表 2 下肢虚血発生率

1980年代 外科的 vs 経皮的 (10 Fr以上)

	Surgical	Percutaneous
n	1965	612
ischemia	9.1 %	14.3 %

Bolooki.H: Clinical Application of Intra-Aortic Balloon Pump 1998 ; P219

2000年 9.5 Fr VS 8 Fr (経皮的)

	9.5 Fr	8 Fr
n	7078	2254
Ischemia	3.0%	1.5% p<0.005

Cohen, et al: Cathet Cardiovasc Intervent 2002 ; 56: 200-6

表 3 8 Fr. バルーン比較

	アロー		データスコープ		ゼオン			TMP			アイシン	
バルーンサイズ(cc)	30	40	34	40	30	35	40	30	35	40	30	40
全長(mm)	230	260	219	260	210	214	243	185	195	225	195	245
膜外径(mm)	14	15	14.7	15.0	14.1	15.1		15.5			15	15
有効長(mm)	643	693	723		685	690	720	700			690	
駆動チューブ長(cm)	200		DS:246,221		180			DS:210			180	
			ARW:186,161					ARW:160				
ガイドワイヤー(inch)	0.025		0.025		0.025			0.025			0.025	
カテ外径(mm)	8		8		7.9			8			8	
シース径(Fr)	8		8		8			8			8	
シースレス挿入	可		可		可			不可			不可

図 17 細径化に伴う応答性向上のための工夫

バルーンカテーテルの細径化に伴い、データスコープ社製バルーンの経皮的挿入法における下肢虚血発生率は、9.5 Fr.で3.0%，8 Fr.で1.5%まで改善しています。このような細径化バルーンをより効率的に駆動させるために、カテーテルの構造には種々の工夫が施されています(図17)。データスコープ社やゼメックス社は、アウター・インナーカテーテルを一体成型し圧着することによって、ヘリウム流路の断面積をより大きくして管腔抵抗を減少させています。ゼメックス社は、カテーテル基部でのガスルーメンの直線化により、TMP社は、カテーテル基部の内径拡大によって、管腔抵抗の軽減に努めています。表3に、現在市販されている各社の8 Fr.バルーンのスぺックの一覧を示します。

ここで臨床使用上注意しなければならないのは、バルーンと駆動装置との世代ミスマッチです。8 Fr.のバルーンは、下肢虚血回避の点で優れていますが、カテーテル径が細くなった分だけヘリウムガス流路の断面積が小さくなり、バルーンを有効に拡張・収縮させるためには、駆動装置のコンプレッサーが十分に強力でなければなりません。90年代前半までの機種で8 Fr.のバルーンを駆動させることは困難で、一見、正常に作動しているように見えても実は完全拡張が得られず、IABP本来の補助効果が十分に得られていません。細いバルーンには同世代の最新の駆動装置が必要なのです。最近では、7 Fr.バルーンも市販化されていますが、正常に作動させるには、特に駆動装置の能力が重要となります。最新の駆動装置であっても、補助効率や頻脈追従性に制約が生

じていることが疑われます。

IABPバルーンの進歩を図18にまとめました。バルーンの挿入方法は、外科的から経皮的に、ルーメンの構造はシングルからダブルとなり、カテーテルサイズは初期の12～14 Fr.が現在では8 Fr.が標準となり、バルーンサイズは日本人の体格に合ったサイズが開発されました。先端圧モニターは、ガイドワイヤールーメンを利用したルーメン圧が主流ですが、よりリアルタイムな動脈圧信号を入力するためにカテ先トランスデューサーを付加した製品もあります。

V. 次世代のIABPに求められる技術革新とは？

以上、述べてきたように21世紀に入ってIABPのテクノロジーは、十分に成熟した観があります。では、次世代のIABPに求められる技術革新とは一

1. ガス流路 → 断面積 ↑ 抵抗 ↓
2. 高分子新材料 → カテーテル・膜厚 ↓
3. 先端圧モニター

シングルルーメン

ガイドワイヤ使用不可
先端圧(ー)

ダブルルーメン

圧ルーメン狭小化
先端圧精度 ↑

図19 6 Fr. カテーテルの実現に向けて

図18 大動脈内バルーンの進歩

解説

体何でしょうか？ おそらくカテーテルの更なる細径化が、今後の最も重要な課題であると思われます。例えば6 Fr.のバルーンが臨床応用可能になると、冠動脈のカテーテルインターベンションが6 Fr.前後で行なわれているので、インターベンションからIABPへの移行が安全かつ容易となります。

ところが、6 Fr.というサイズは技術的にかなり厳しいハードルであります。IABPの応答性を確保しつつ6 Fr.までの細径化を達成するためには、新たな技術革新が必要となると考えられます

(図19)。

まず、バルーン側としては、ガス流路の断面積を少しでも大きくしてガス流路抵抗を下げることにさらなる努力が必要です。そのためには、カテーテルの壁厚の軽減やバルーンの薄膜化に向けて新たな高分子素材が開発されなければなりません。有効なガス流路断面積を確保するためにはインナールーメンも更に細くする必要が生じます。一方、現状でも0.025インチ以上の内径が無いと先端血圧波形は鈍くなってしまうため、これ以上細くすると恐らく血

図20 実験方法

図21 駆動ガス・駆動圧の変化によるバルーン応答スピード

表 4 気体の種類と特徴

	水素	ヘリウム	空気	炭酸ガス
分子量	2. 016	4. 003	28. 8	44
比重	0. 07	0. 14	1	1. 54
活性	活性	不活性	活性	不活性
用途	ロケット・ 燃料電池	MRIマグネット 冷却		ドライアイス

圧波形はまともな圧がでず、同期や監視ができなくなってしまいます。結果的にインナールーメンによる先端圧モニターを可能としつつガスルーメンを確保することは厳しいであろうと予測されます。では、ダブルルーメンを諦めて、カテーテルの構造を思い切ってシングルルーメンに戻したとします。するとバルーン挿入に際してガイドワイヤーは使えず、先端ルーメン圧波形は出ないことになる。となると、現状とは違ったバルーン留置法の開発および血圧波形のモニター方法が必要となってきます。バルーンの駆動タイミングの適正化のためには、先端動脈圧モニターは必須ですので、受圧部を持った小型トランスデューサーをカテ先に付加するか、光ファイバーを利用した動脈圧モニター（アロー社が開発中）などが必要になってくると考えられます。

次に、駆動装置として6 Fr.仕様のドライバがどうあるべきかを考えてみます。究極的に狭いガス流路で速い応答性を得るためにはハイパワーなコンプレッサーが必要となります。ところが、コンプレッサーの能力を上げると、消費電力が増加し、重量・サイズも大きくならざるを得ない。すると、2000年

代になってようやく軽量・コンパクトかつ省電力になり、駆動アルゴリズム等も改善されてきた現状の方式を後戻りさせることになってしまいます。では、いっそのこと、一番初期の駆動装置のように駆動圧源に壁圧を利用したらどうでしょうか。すなわち、移動の時だけ内蔵の小型コンプレッサーを使う。この際、少し駆動能力が落ちます。しかし、患者さんはほとんどICUなどで寝ている状態ですから、通常は壁圧を駆動装置に接続することで、コンパクトでありながらハイパワーになるのではないかというアイデアです。

また、駆動ガスをヘリウムから、より分子量の小さい水素に変えたら更にバルーン応答性は向上するのではないのでしょうか。そこで、駆動ガスおよび駆動陽陰圧によるバルーン応答性の違いをモック回路を使って実験してみました(図20)。主な気体の特性を表4に示します。結果は歴然で、気体の分子量が小さい程、駆動陽陰圧が大きい程、バルーンの応答性が向上することが示されました(図21)。つまり、駆動圧源に壁圧を使って現状の基本的駆動条件である+300/-50 mmHg から+500/-100 mmHg まで

図 22 細径化バルーン駆動に向けて

図 23 6 Fr.仕様 High Performance Driver

駆動陽陰圧を上げると、バルーンの応答時間が75%に短縮し、更にこの駆動圧で水素を用いると応答時間を60%まで短縮できるのです(図22)。今後、医療機器としての安全性が保証されて水素駆動のIABPが実現すれば、現状の高分子技術でも6Fr.バルーンは夢ではないのです(図23)。

VI. 結 語

1960年代に誕生したIABPは、その後の飛躍的な技術革新により、21世紀の現在、循環器疾患を扱う我々医療従事者にとって、最も身近で完成度の高い補助循環法に発展してきました。IABPのテクノロジーは、ともすると成熟期に達したかのように思われがちです。しかし、バルーン合併症は未だに皆無とはいえず、患者にとっては侵襲度の高い医療機器であることに変わりありません。我々臨床家は、IABPのテクノロジーに、より習熟すると同時に、決して現状のテクノロジーに満足することなく、次なるニーズを企業側に提言することで、未来のIABPを育てていこうではありませんか。

本稿は、2001年日本医工学学会および2002年日本人工臓器学会のランチョンセミナーにおけるIABPの講演内容を一部改変し補筆したものです。

謝 辞

本稿の資料を作成するにあたり、多大なご協力を頂いたアイシンヒューマンシステムズの藤吉孝次氏、ならびにパンフレットの提供にご協力頂いた各企業に謝辞を申し上げます。

●参考文献

- 1) Bolooki H: Clinical Application of the Intra-Aortic Balloon Pump, Third revised Edition, New York, Futura, 1998.
- 2) 岡田昌義, 安田慶秀・編著: 21世紀への人工臓器。初版, 東京, 先端医療技術研究所, 1998。p.16-29。
- 3) Nishida H, Koyanagi H, Abe T, et al.: Comparative study of five types of IABP balloons in terms of incidence of balloon rupture and other complications: a multi-institutional study. Artificial Organs, 18(10): 746-51, 1994.
- 4) Cohen M, Ferguson JJ, Freedman RJ, et al.: Comparison of Outcomes After 8 vs. 9.5 French Size intra-Aortic Balloon Counterpulsation Catheters Based on 9,332 Patients in the Prospective benchmark Registry. Cathet Cardiovasc Intervent, 56: 200-206, 2002.
- 5) Swartz MT, Sakamoto T, Arai H, et al.: Effects of Intraaortic Balloon Position on Renal Artery Blood Flow. Ann Thorac Surg, 53: 604-610, 1992.
- 6) 吉岡幸男, 斉藤寛史, 久保英史, ほか: 日本人の体格に適したIABPバルーンサイズの検討, 胸部外科, 40(9): 736-742, 1987.
- 7) Kuki S, Taniguchi K, Masai T, et al.: Usefulness of the Low Profile "True 8" Intra-aortic Balloon Pumping Catheter for Preventing Limb Ischemia. ASAIO J, 47: 611-614, 2001.
- 8) Reesink KD, Nagel T, Bovelander J, et al.: Feasibility Study of a Fiber-Optic System for Invasive Blood Pressure Measurements. Cathet Cardiovasc Intervent, 57: 272-276, 2002.