植込み型補助人工心臓

元 木 博 $\beta^{1)*}$ 木 村 和 $\Delta^{1)}$ 大 津 義 徳²⁾

- 1) 信州大学医学部附属病院循環器内科
- 2) 信州大学医学部附属病院心臓血管外科

Implantable Ventricular Assist Devices

Hirohiko Мотокі, Kazuhiro Кімига and Yoshinori Отѕи

- 1) Department of Cardiovascular Medicine, Shinshu University School of Medicine
- 2) Department of Cardiovascular Surgery, Shinshu University School of Medicine

Key words: ventricular assist device, heart failure

左室補助装置, 心不全

I はじめに

2017年2月に信州大学で7例目の植込み型補助人工 心臓(VAD)の植込み術が行われた。信州大学では 2015年1月に植え込み型補助人工心臓実施施設認定を 取得して以後、年間3例のペースで症例を積み重ねて いる。本邦では1992年から体外式 VAD の臨床応用が 始まった。その後機器の進歩により2012年ごろより植 込み型 VAD の使用頻度が増加し、心臓移植の実施例 数が少ない本邦においては実質的な長期在宅治療法 (Destination Therapy: DT) の一選択肢として認識 されつつある。初期の体外式補助人工心臓デバイスと 異なり近年の植込み型デバイスでは合併症が少なく良 好な長期成績が示され、患者の社会復帰が可能となる 症例もある。重症心不全患者管理を大きく飛躍させた 植込み型 VAD 治療は既に長野県に浸透しつつある状 況で、 当院での植え込み患者は次々に社会復帰を目指 してリハビリを行っている。

本稿では重症心不全患者の予後と QOL を向上させた植込み型 VAD について、これまでの歴史を振り返り、現状と問題点を議論し将来への展望を論じてみたい。

* 別刷請求先:元木博彦 〒390-8621 松本市旭3-1-1 信州大学医学部附属病院循環器内科 E-mail:hmotoki@shinshu-u.ac.jp

Ⅱ 人工心臓の開発から体外式補助人工心臓の臨床応用

人工心臓の開発は、1957年に米国クリーブランドクリニックでわが国の阿久津哲造博士とウィレム・コルフ博士によって、「全置換型人工心臓」の動物実験が行われ、世界で初めて人工心臓により全身の循環が維持されたことにはじまる。その後1963年には、補助人工心臓による左心室補助(LVAD)の臨床応用が行われた。

わが国では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」と「国循型」(図1)の臨床応用が心臓手術後の心不全の患者に適応された¹⁾。その後、両タイプとも1986~88年に臨床試験が行われ、1990年に製造承認が得られている。1992年から拡張型心筋症による慢性心不全急性増悪症例に対し使用され、さらに1994年4月からは、急性心不全への治療として、世界に先駆け健康保険が適用されるようになった。

一方でこれらのデバイスは駆動装置が大きく,移動には介助者が必要でバッテリー駆動が短時間に限られることから入院継続が余儀なくされ,装着3年前後で出血や感染,血栓塞栓症の合併症が数多く認められる治療であった。

Ⅲ 第一世代 LVAD

このような背景のなかで1990年代に第一世代植込み型





a. ニプロ VAD

b. 東大型

図1 本邦における体外式補助人工心臓。国循型(a)と東大型(b)。文献1) より引用改変

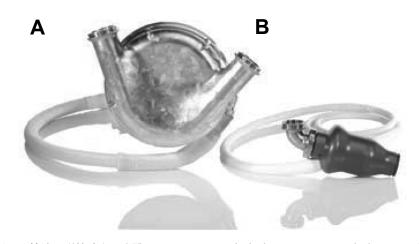


図 2 植込み型補助人工心臓。HeartMate I (A) と HeartMate II (B)。ポンプが「拍動型」から「軸流ポンプ」へと変化し、サイズの縮小に成功した。提供:ニプロ株式会社、日本メドトロニック株式会社

LVAD が登場する。HeartMate I® (Thoratec Corp., Pleasanton, CA) (図2), Thoratec PVADTM (Thoratec Corp., Pleasanton, CA), Novacor N100 (World Heart, Inc., Oakland, CA) らがそれである。これらには「拍動型」のポンプが使用されている。総じて第一世代LVAD はポンプサイズが大きく血液との接触面も広かった。脱血管は左室心尖部,送血管は上行大動脈に挿入され,ポンプ自体は腹膜前もしくは腹腔内に収められる様式がとられた。ポンプには電力を送るドライブラインが接続されており、皮下トンネルを経由して体外のシステムコントローラと電力源につながってお

り、バッテリーでは3~5時間の駆動が可能であった。一般的にLVAD装着によるデメリットは感染、血栓塞栓症、機械トラブルであり、血栓塞栓症予防のために長期間抗凝固療法が必要となるため出血性合併症にも注意が必要である。このような合併症がありながらも第一世代LVADは、重症心不全患者を対象としたREMATCH trialで薬物療法群に比して有意に総死亡を減少させたデータを示したことから、補助人工心臓治療の確固たる位置づけがなされた²¹。

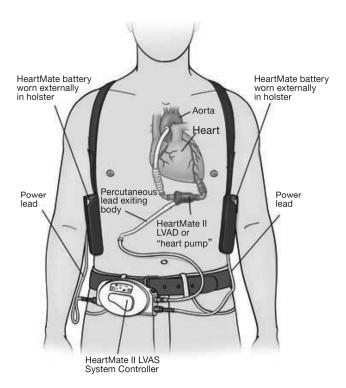


図3 HeartMate II 植え込み後患者。提供:ニプロ株式会社

Ⅳ 第二世代 LVAD

2010年に第二世代 LVAD が使用可能となり、本邦 でも数多く使用されるようになった。第一世代から大 きさ, 合併症, 有効性や耐久性で大きな改善を得るべ く改良が加えられている。もっとも大きな改良点は軸 流ポンプの使用である。この世代の LVAD としては HeartMate II® (Thoratec Corp., Pleasanton, CA) (図2), Jarvik 2000 (Jarvik Heart, Inc., New York, NY), Micromed DeBakey® (MicroMed Cardiovascular, Inc., Houston, TX) がある。これら第二世代 LVAD に関しては、非生理的な非拍動流による臓器 灌流が長期的に臓器障害を来しうるかという疑問が呈 されていたが、毛細血管レベルでの血流は大動脈での 血流速度の1/1000と極めて低速であり、動物実験でも 定常流による長期的な臓器障害が認められなかったこ と、臨床での安全性を確認したデータが蓄積されるに つれて疑問は解消されることとなった。特に第二世代 LVAD が成功した最大の理由はその単純な構造にあ る。弁を有さず可動部分が軸流ポンプのみに限られる ため、理論的には血液との接触面が限られ、ポンプ自 体が損傷するリスクも少なくなっている。さらに血液 との接触面についても抗血栓加工が強化されている。 外科的な挿入については第一世代と同様で、左室心尖

部脱血からポンプを介して上行大動脈へ人工血管を 用いて送血される。ドライブラインは腹部の皮下から 体外のシステムコントローラへ接続され、電源もしく はバッテリーにより駆動される(図3)。第二世代 LVAD のポンプは十分な拍出量が期待できる構造で、 ポンプ回転数も8,000~15,000回転まで可能なものも ある。機器の耐久性は5年とされていたが、それ以上 の期間使用可能であったとの報告は多い30。一方で長 期間の抗凝固療法は必須である。第二世代 LVAD に 関するランドマーク試験は、2007年に HeartMate Ⅱ を使用し心臓移植適応患者の予後を追跡した Heart-Mate II BTT trial で、6カ月生存が75%, 12カ月生 存が68%と第一世代より良好な予後とQOLの著しい 改善が報告されている40。この良好な結果は2009年の HeartMate Ⅱ DT trial という移植を前提としない患 者群でも確認された⁵⁾。さらに本邦では6カ月生存が 95%, 12カ月生存が93%と海外よりさらに良好な生 存率が報告されている⁶⁾。第二世代の VAD により短 期予後が大きく改善され、今後は長期的な耐久性、有 効性、予後に期待があつまることになると思われる。

V 第三世代 LVAD

第二世代と次世代(第三世代)の VAD との決定的な違いはベアリングにあるとされている。第三世代で



図4 第三世代 LVAD。HeartMate Ⅲ (A), HeartWare HVAD® (B)。 提供:日本メドトロニック株式会社

用いられているポンプは磁力により回転子が周囲と接 触することなく浮上した状態(magnetic levitation: MAGLEV) で回転することが可能となっている。こ れまでは摩擦やそれにより発生する熱が血栓形成や耐 久性障害の要因と考えられていたが、この MAGLEV により血栓塞栓症の発生やポンプトラブルがさらに減 少することが期待されている⁷⁾。第三世代 LVAD と しては、HeartMate II® (Thoratec Corp., Pleasanton. CA) (図4A), DuraHeartTM (Terumo Heart, Inc., Ann Arbor, MI), HeartWare HVAD® (Heart-Ware International, Inc., Framingham MA) (図4 B), Incor® (Berlin Heart, Inc., Berlin, Germany), Levacor® (World Heart Inc., Salt Lake City, UT) が ある。これらのポンプは定常流ポンプに分類されるも のの, 第二世代との違いとして1) 遠心ポンプ vs. 軸 流ポンプ, 2) 磁力 vs. 流体力学 (図5) がある⁸⁾。遠 心ポンプの有利な点は、軸流ポンプと比較して回転 スピードが抑えつつ有効な拍出がえられることと、よ り生体の解剖に適した形で植え込むことができる形 状であることである。例えば the Levacor ポンプは 2,000 rpm で生理的レベルの心拍出を得ることができ る⁹⁾のに比較して、Micromed DeBakey ポンプでは同 様の心拍出量を達成するために9.500 ± 600 rpm を 要する¹⁰⁾。HeartWare(FDA approval November 2012) は心嚢内にポンプシステムが収納されるほどの サイズダウンに成功している点が非常に特徴的である (図6)。臨床使用に関するデータについても優れた成 績が発表されており、欧州の単施設データではあるが DuraHeart を植え込んだ68症例で3, 6, 12, 24カ 月での生存率は87 %, 81 %, 77 %, 61 %であった¹¹⁾。 最近 MAGLEV を利用した第三世代 LVAD の臨 床成績が報告された¹²⁾¹³⁾。第三世代 LVAD である HeartMate Ⅲ, HeartWare HVAD に対して, 第二世



図5 第三世代 LVAD の構造。MAGLEV を用いた遠 心ポンプでダウンサイジングと耐久性向上が得られ ている。

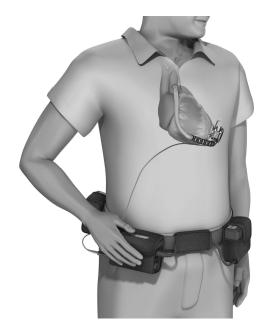


図 6 HeartWare HVAD 植え込み患者。提供:日本 メドトロニック株式会社

206 信州医誌 Vol. 65

代LVADである HeartMate IIをコントロールとして 予後を比較した報告で、HeartMate III 12)に関しては 6カ月の短い観察期間であったが第二世代 VAD より 優れた成績であった。一方で HeartWare HVAD 13)に ついては第二世代 VAD と同等の予後であり、優位性 は示すことができなかった。さらに脳卒中とくに脳出血の症例がコントロール群に比して多かったことが報告されている。遠心ポンプには血圧上昇が合併しやすいとされており、本試験でも平均血圧上昇例が多かったことがその原因とされている。ポンプトラブルは両試験でも明らかに第二世代より減少していることが示されており、デバイス自体の進歩がありながらも血圧管理は依然患者管理に関する重要な課題として提示されていると考えられる。

VI 植込み型 LVAD の現状

全世界で行われている LVAD の観察研究である INTERMACS registry では、2006年6月以来21,192 人以上の患者が168施設から登録されている。我が国 のレジストリ (J-MACS) では682例が40施設より登 録されている。最新の報告では、HeartMate II BTT trial 後 LVAD 植え込み症例が増加しており、拍動型 ポンプから連続流ポンプへの移行が顕著となっている。 2010年には99%のLVADが連続流であった。植込み 時期についても変化がみられており、INTERMACS risk level (図7) でレベルが高く心不全重症度とし ては低いと評価される症例ほど、LVAD のリスクが 低いことが判明している。LVAD を適応とするタイ ミングを適切なものとするためには INTERMACS risk level を正確に理解しておく必要がある。INTER-MACS risk level は1-7段階に分類されており. 一 般的には1-5のレベルが NYHA 機能分類のⅣに相

当する。INTERMACS レベル1が最重症であり、レ ベル6-7はNYHAⅢのうち重症例に相当する。近 年の LVAD 植え込み適応タイミングの傾向としては. より軽症、つまり INTERMACS レベルが高い数字のう ちに植え込むのが潮流となっている。LVAD 植え込み の目的は DT (44%), BTC (30%), BTT (21%), and BTR (1%) だった。一方で LVAD 植え込み後 死亡のリスク因子は、心原性ショックでの植え込み、 両心補助 (BiVAD) を要する血行動態の2因子がと くに重要と考えられている。特に後者の LVAD 植え 込み後右心不全については発症率が10-40%との報 告があり、今後の研究課題となるだろう¹⁴⁾⁻¹⁷⁾。上記 2因子に加えて年齢, BUN 値, 肺高血圧, 拍動型 LVAD が死亡のリスク因子となるとされているが、 トータルでの生存率は1年で81%, 2年で70%と良 好である。

一方で第二世代 VAD に関するポンプ血栓発生頻度 の増加が複数報告されている。とくに2011年から2012 年の間に HeartMate Ⅱでのポンプ血栓発生増加が Cleveland Clinic, Washington 大学, Duke 大学の 3 施設による調査で明らかとなった180。報告では837症 例に対する895台の HM Ⅱ 植え込みで108回のポンプ 血栓が認められている。報告では術後6カ月で4.7%, 1年で7.5%, 2年で12.3%の発生率であり、施設間 の差は認められなかったという。この報告は Kirklin らの INTERMACS レジストリー解析¹⁹⁾でも確認され, 多変量解析からポンプ血栓のリスク因子として、最近 の植込み, 若年, 肥満, 白人, Cr 高値, 左室駆出率 20 %以上、植え込み後1カ月でのLDH 高値が考えら れた。ポンプ血栓については、多くの因子が複雑に関 与していると考えられている (Table 1)²⁰⁾。それぞれ の因子をできる限り調整することでポンプ血栓の発生

INTERMACS (J-MACS) Profiles

レベル	INTERMACS	J-MACS	INTERMACS のニックネーム	VAD 適応決定までの時間
1	Critical cardiogenic shock	重度の心原性ショック	Crash and burn	hours
2	Progressive decline	進行性の衰弱	Sliding fast	days
3	Stable but inotrope dependent	安定した強心薬依存	Dependent stability	few weeks
4	Resting symptoms	安静時症状	Frequent flyer	months
5	Exertion intolerant	運動不耐容	House-bound	
6	Exertion limited	軽労作可能状態	Walking wounded	
7	Advanced NYHA III	安定状態		

図7 INTERMACS risk level 分類。文献1) より引用改変

元木・木村・大津

Table 1 ポンプ血栓形成への寄与因子

デバイス側の要因	管理法に関する要因
	日生はに内りの女母
ポンプによる熱産生	術後早期の不適切な抗凝固管理
シェアストレスによる	治療域以下の抗凝固管理
血小板の活性化	
血流の停滞箇所	不適切な抗血小板薬投与
送血管の屈曲	脱血管挿入部の位置が不良
デバイス表面への血液付着	低いポンプ流量
	低い前負荷・高い後負荷
	低いポンプスピード
	シェアストレスによる 血小板の活性化 血流の停滞箇所 送血管の屈曲

を抑制する努力が続けられている。興味深いことに、このポンプ血栓症増加の報告後、その発生頻度は徐々に減少し臨床使用開始時期と同レベルにまで低下している²¹⁾。

従来のVAD適応レベルより軽症に分類される、いわゆる INTERMACS profile 4の症例に対する VAD の予後改善効果に関する検証がなされた。REVIVE-IT試験²¹⁾と ROADMAP 試験²²⁾がそれである。REVIVE-IT試験²²⁾は当初 HeartWare HVAD を用いて最大限の薬物療法(OMM)との予後比較を行うプロトコールが予定されていたが、HVADの長期成績が不明であったことから FDA からの認可が下りず HeartMate IIに機種変更された経緯がある。さらに HeartMate IIにポンプ血栓症例が続いたことから試験自体が中止となった。VAD の長期耐久性に関するデータとポンプ血栓はデバイス治療で乗り越えるべき課題であることは間違いない。

ROADMAP 試験²³⁾の結果を紹介する。本試験は外 来通院できる NYHA IIIB/IV でカテコラミン非投与, HMII LVAD Destination therapy の適応条件を満た す患者を対象に HeartMete Ⅱ 植え込み群と薬物療法 群に登録した前向き観察研究である。本試験は最終的 に薬物療法群で VAD 治療群よりも心不全重症度が低 い臨床背景でありながら、結果は As-treated での解 析で、VAD 植え込み群で死亡や心移植を含めたイベ ントが少ない結果であった。Intention-to-treat 解析 では両群間に予後の差が認められなかったが、薬物療 法群で22%の症例で1年以内に VAD 植え込みがな されていた。出血性合併症(47 %/year)やポンプ血 栓症 (6.4%), ドライブライン感染 (9.6%) などの 合併症は薬物療法群に比して VAD 群で多かったもの の、本治療により心不全症状の改善と予後の改善が従 来の適応より軽症例でも得られたことは、今後の重症

心不全治療方法の選択に有益な情報となると思われた。

Ⅵ 将来の展望

技術革新による LVAD ポンプの改良で生存率が改 善するにつれて、LVAD の長期的管理にともなう合 併症が今後の課題となることは明らかである。DT 目 的に適う LVAD には耐久性、生体への適合と体内へ の完全植え込みの3要件が求められると考えられてい る。おそらく今後はドライブラインに関する技術革新 により貫通部感染を減少させることが一番大きな課題 であろう。ドライブラインに代わる技術として経皮的 エネルギー伝搬(Transcutaneous Energy Transfer: TET) がすでに1994年に特許取得されている²⁴⁾。 TET の基本的なメカニズムは IH (induction-heating) の原理である。すでにペースメーカーや植込み 型除細動器ではこの技術が応用されつつあるが、家電 製品との干渉が解決すべき課題となっており市販さ れるには至っていない²⁵⁾。しかし米国では AbioCorR (Abiomed, Inc., Danvers, MA) & LionHeartR (Arrow International Inc., Research Triangle Park, NC) の二つの第3世代 LVAD が TET 技術を使用した臨 床試験が行われており、今後の結果がまたれるところ である²⁶⁾。

LVAD 植え込み症例の増加ととともに、われわれはデバイス合併症の管理に関する知識が求められる。血栓塞栓症や右心不全はLVAD の重篤な合併症であり、学会でもLVAD 植え込み術後管理ガイドラインを提示して管理の質を向上させる努力をしている²⁷⁾。今後われわれは心不全患者に対する薬物・非薬物的介入を適切な時期に行うことが求められるだろう。

208 信州医誌 Vol. 65

Ⅷ 総 括

植込み型 LVAD が終末期心不全患者の新しい治療 手段になりつつある。10年にわたる前向き研究により LVAD の有効性が示され、従来の心不全治療に変化 をもたらした。さらに心臓移植を前提としない Destination Therapy としての LVAD 使用についても標準 治療となりつつあり、多くの重症心不全患者の治療選 択肢として検討されるべき時代となっている。

文 献

- 循環器病の診断と治療に関するガイドライン. 重症心不全に対する植え込み型補助人工心臓治療ガイドライン (2014 年改訂版) http://www.j-circ.or.jp/guideline/pdf/JCS2013_Kyo_h.pdf
- 2) Rose EA, Gelijns AC, Moskowitz AJ, Heitjan DF, Stevenson LW, Dembitsky W, Long JW, Ascheim DD, Tierney AR, Levitan RG, Watson JT, Meier P, Ronan NS, Shapiro PA, Lazar RM, Miller LW, Gupta L, Frazier OH, Desvigne-Nickens P, Oz MC, Poirier VL; Randomized Evaluation of Mechanical Assistance for the Treatment of CongestiveHeart Failure (REMATCH) Study Group: Long-term use of a left ventricular assist device for end-stage heart failure. N Engl J Med 345:1435-1443, 2001
- 3) Slaughter MS: Long-term continuous flow left ventricular assist device support and end-organ function: prospects for destination therapy. J Card Surg 25: 490-494, 2010
- 4) Miller LW, Pagani FD, Russell SD, John R, Boyle AJ, Aaronson KD, Conte JV, Naka Y, Mancini D, Delgado RM, MacGillivray TE, Farrar DJ, Frazier OH; HeartMate II Clinical Investigators: Use of a continuous-flow device in patients awaiting heart transplantation. N Engl J Med 357: 885-896, 2007
- 5) Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, Russell SD, Conte JV, Feldman D, Sun B, Tatooles AJ, Delgado RM 3rd, Long JW, Wozniak TC, Ghumman W, Farrar DJ, Frazier OH; HeartMate II Investigators: Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. N Engl J Med 361: 2241-2251, 2009
- 6) 日本における補助人工心臓に関連した市販後のデータ収集. http://www.pmda.go.jp/files/000214748.pdf
- 7) Nguyen DQ, Thourani VH: Third-generation continuous flow left ventricular assist devices. Innovations (Phila) 5:250-258, 2010
- 8) Hoshi H, Shinshi T, Takatani S: Third-generation blood pumps with mechanical noncontact magnetic bearings. Artif Organs 30: 324-338, 2006
- 9) Timms D: A review of clinical ventricular assist devices. Med Eng Phys 33:1041-1047, 2011
- 10) Goldstein DJ: Worldwide experience with the MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device as a bridge to transplantation. Circulation 108 Suppl 1: II272-277, 2003
- 11) Morshuis M, El-Banayosy A, Arusoglu L, Koerfer R, Hetzer R, Wieselthaler G, Pavie A, Nojiri C: European experience of DuraHeartTM magnetically levitated centrifugal left ventricular assist system. Eur J Cardiothorac Surg 35:1020-1027; Discussion 1027-1028, 2009
- Mehra MR, Naka Y, Uriel N, Goldstein DJ, Cleveland JC Jr, Colombo PC, Walsh MN, Milano CA, Patel CB, Jorde UP, Pagani FD, Aaronson KD, Dean DA, McCants K, Itoh A, Ewald GA, Horstmanshof D, Long JW, Salerno C; MO-MENTUM 3 Investigators: A Fully Magnetically Levitated Circulatory Pump for Advanced Heart Failure. N Engl J Med 376: 440-450, 2017
- 13) Rogers JG, Pagani FD, Tatooles AJ, Bhat G, Slaughter MS, Birks EJ, Boyce SW, Najjar SS, Jeevanandam V, Anderson AS, Gregoric ID, Mallidi H, Leadley K, Aaronson KD, Frazier OH, Milano CA: Intrapericardial Left Ventricular Assist Device for Advanced Heart Failure. N Engl J Med 376: 451-460, 2017
- 14) Kukucka M, Stepanenko A, Potapov E, Krabatsch T, Redlin M, Mladenow A, Kuppe H, Hetzer R, Habazettl H: Right-to-left ventricular end-diastolic diameter ratio and prediction of right ventricular failure with continuous-flow left ventricular assist devices. J Heart Lung Transplant 30:64-69, 2011
- 15) Fitzpatrick JR 3rd, Frederick JR, Hiesinger W, Hsu VM, McCormick RC, Kozin ED, Laporte CM, O'Hara ML, Howell

- E, Dougherty D, Cohen JE, Southerland KW, Howard JL, Paulson EC, Acker MA, Morris RJ, Woo YJ: Early planned institution of biventricular mechanical circulatory support results in improved outcomes compared with delayed conversion of a left ventricular assist device to a biventricular assist device. J Thorac Cardiovasc Surg 137: 971–977, 2009
- 16) Potapov EV, Stepanenko A, Dandel M, Kukucka M, Lehmkuhl HB, Weng Y, Hennig F, Krabatsch T, Hetzer R: Tricuspid incompetence and geometry of the right ventricle as predictors of right ventricular function after implantation of a left ventricular assist device. J Heart Lung Transplant 27:1275-1281, 2008
- 17) Puwanant S, Hamilton KK, Klodell CT, Hill JA, Schofield RS, Cleeton TS, Pauly DF, Aranda JM Jr.: Tricuspid annular motion as a predictor of severe right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. J Heart Lung Transplant 27:1102-1107, 2008
- 18) Starling RC, Moazami N, Silvestry SC, Ewald G, Rogers JG, Milano CA, Rame JE, Acker MA, Blackstone EH, Ehrlinger J, Thuita L, Mountis MM, Soltesz EG, Lytle BW, Smedira NG: Unexpected abrupt increase in left ventricular assist device thrombosis. N Engl J Med 370: 33-40, 2014
- 19) Kirklin JK, Naftel DC, Kormos RL, Pagani FD, Myers SL, Stevenson LW, Acker MA, Goldstein DL, Silvestry SC, Milano CA, Baldwin JT, Pinney S, Eduardo Rame J, Miller MA: Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support (INTERMACS) analysis of pump thrombosis in the HeartMate II left ventricular assist device. J Heart Lung Transplant 33:12–22, 2014
- 20) Goldstein DJ, John R, Salerno C, Silvestry S, Moazami N, Horstmanshof D, Adamson R, Boyle A, Zucker M, Rogers J, Russell S, Long J, Pagani F, Jorde U: Algorithm for the diagnosis and management of suspected pump thrombosis. J Heart Jung Transplant 32:667-670, 2013
- 21) Stulak JM, Maltais S:A different perspective on thrombosis and the HeartMate II. N Engl J Med 370:1467-1468, 2014
- Pagani FD, Aaronson KD, Kormos R, Mann DL, Spino C, Jeffries N, Taddei-Peters WC, Mancini DM, McNamara DM, Grady KL, Gorcsan J 3rd, Petrucci R, Anderson AS, Glick HA, Acker MA, Eduardo Rame J, Goldstein DJ, Pamboukian SV, Miller MA, Timothy Baldwin J; REVIVE-IT Investigators: The NHLBI REVIVE-IT study: Understanding its discontinuation in the context of current left ventricular assist device therapy. J Heart Lung Transplant 35:1277-1283, 2016
- 23) Estep JD, Starling RC, Horstmanshof DA, Milano CA, Selzman CH, Shah KB, Loebe M, Moazami N, Long JW, Stehlik J, Kasirajan V, Haas DC, O'Connell JB, Boyle AJ, Farrar DJ, Rogers JG; ROADMAP Study Investigators: Risk assessment and comparative effectiveness of left ventricular assist device and medical management in ambulatory heart failure patients. J Am Coll Cardiol 66: 1747–1761, 2015
- 24) Miller JA, inventor; The University of Ottawa, assignee. Transcutaneous Energy Transfer Device. United States patent US 5350413. 1994 Sept 27
- Nagatomo T, Abe H, Kohno R, Toyoshima T, Fujimoto H, Kondo S, Kabashima N, Takeuchi M, Tamura M, Okazaki M, Otsuji Y: Electromagnetic interference with a bipolar pacemaker by an induction heating (IH) rice cooker. Int Heart J 50: 133–137, 2009
- 26) Slaughter MS, Myers TJ: Transcutaneous energy transmission for mechanical circulatory support systems: history, current status, and future prospects. J Card Surg 25: 484-489, 2010
- 27) Wever-Pinzon O, Stehlik J, Kfoury AG, Terrovitis JV, Diakos NA, Charitos C, Li DY, Drakos SG: Ventricular assist devices: pharmacological aspects of a mechanical therapy. Pharmacol Ther 134: 189-199, 2012

(H 29. 3.21 受稿)

210 信州医誌 Vol. 65