

機関番号：12602

研究種目：基盤研究（B）

研究期間：2008～2010

課題番号：20300154

研究課題名（和文） 幼児から小児心疾患治療のための機械的循環補助システム開発に関する総合的基礎研究

研究課題名（英文） Development of a centrifugal type mechanical circulatory support device TinyPump for infants and children

研究代表者

高谷 節雄（TAKATANI SETSUO）

東京医科歯科大学・生体材料工学研究所・教授

研究者番号：40154786

研究成果の概要（和文）：幼児から小児心疾患治療のための機械的循環補助システムとして、充填血液量 5ml のディスポ式、小型遠心血液ポンプ TinyPump を試作し、ポンプ性能、耐久性並びに生体適合性について評価した。TinyPump は、6 枚羽を有する直径 30mm のインペラーの中心部を流体軸受けで支持し、径方向の磁気カップリングで駆動した。体重 3Kg の新生児豚を用い、2 時間の人工心肺実験を行った結果、血液希釈、炎症反応等に関して、優れた結果が得られた。体重 10Kg の芝ヤギを用いた左心補助循環実験では、回転数毎分 3000、平均ポンプ流量毎分 1.0 リッターの状態、3 頭において 30 日間、安全・有効な循環補助が可能であった。TinyPump は、幼児から小児の循環補助ポンプとして有用であることが示唆された。

研究成果の概要（英文）：A disposable, tiny centrifugal blood pump TinyPump having priming volume of 5 ml has been designed to support circulation of infants and children and its pump performance, durability and bio-compatibility were studied in vitro and in vivo. The TinyPump comprises of a 30mm diameter impeller having 6 straight vanes supported with a hydrodynamic bearing at its center and rotated by a radial magnetic coupling torque. In the cardiopulmonary bypass study using 3 Kg newborn piglets, the TinyPump showed superior performances in terms of hemo-dilution, hemolysis, and inflammatory responses. In the left ventricular assist experiments using 10 Kg Shiba-goats, the TinyPump revealed safe, stable circulatory support for the duration of 30 days in 3 animals. The TinyPump can provide safe and reliable circulatory support in the infants and children.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	5,100,000	1,530,000	6,630,000
2009年度	5,500,000	1,650,000	7,150,000
2010年度	4,300,000	1,290,000	5,590,000
総計	14,900,000	4,470,000	19,370,000

研究分野：人工臓器工学

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料科学

キーワード：小児心疾患、遠心血液ポンプ、人工心肺、左心補助循環、心臓移植、生体適合性

1. 研究開始当初の背景

先天性心疾患は新生児の約 1%に見られ、移植手術を要する場合も多い。小児心臓移植は 1980 年代初めに始まり、1990 年代初めには年間 400 件未満まで増加しているがドナー数等の限界で頭打ちになっている。欧州では、

心臓移植へのブリッジそして新しい治療方法の開発のために 1990 年代に Berlin Heart 社や Medos 社から小児用拍動流補助人工心臓が製品化され移植へのブリッジとして使用され、また、最近米国でも緊急時の使用が開始された。米国では、国産の小児用人工

心臓の開発に向け、2004年からNIHの主導のもと小児用人工心臓開発プログラムが立ち上がり、2009年の臨床応用を目指して研究が進められている。NIHの動きと連動して、2005年には、国際小児機械補助循環と体外循環学会が立ち上がり、幼児から小児を対象とした循環補助デバイスの開発並びに心臓移植へのブリッジが検討されている。本邦における心臓移植は、1997年の脳死法案可決、1999年の心臓移植再開と共に、人工心臓に寄せられる期待は高くなってきたが、小児心臓移植に至っては、ドナー意思表示に年齢制限(15歳以上)の壁があり、10歳以下の心臓移植は国内ではほぼ不可能に近い。従って、欧米での移植を求め渡航する患児も多くなってきたが、渡航移植には莫大な経費(約1億円)を要し、誰もが追求できる医療ではない。国産の人工心臓に関しては、1980年代後半、東洋紡績社製の拍動流補助人工心臓(20ml)が開発され、厚生労働省の認可を取得したが、現在では、製造されていないため、小児補助循環に至っては、欧米で開発された成人用の補助人工心臓や東洋紡績社製の成人用VADを使用しているのが現状であり、ポンプサイズと循環血液量のミスマッチ等による問題で解決を要する課題が数多い。我々のグループは、2004年から、文部科学省科研費を用い、超低充填量(5ml)を有する小型遠心血液ポンプを試作し、新生児並びに小児のCPBやECMO回路の血液ポンプとしての性能を調べ、3.5Kgの新生児豚を用い、無輸血充填における開心術の可能性や先天性心疾患治療における肺循環補助への応用についても研究を開始した。

2. 研究の目的

本研究では、今までに得られた知見を基盤に、開心術、ECMO、単心モデルにおける肺循環補助並びに心臓移植へブリッジするための体外設置式ディスポ型遠心血液ポンプTinyPumpの新生児(3-4 Kg)並びに小児(5-15Kg)循環補助への応用を以下の手順で追及する。

1) 小児用の脱血並びに送血管を含めた機械的補助循環システムの血液適合性を血球損傷・血球破壊と血栓形成の両面から研究し、血液適合性に優れたシステムの開発へと結びつける。

2) 小児特有の循環制御、特に、低流量(0.1-1.5 L/min)における遠心ポンプの制御性や適正制御方法について検討する。

3) インペラーを支持する軸受の耐久性、発熱、血球破壊、血栓形成について、材料、流れ、せん断応力値などとの関係において、数値流体解析方法並びに可視化法を用い検討する。

4) 新生豚(体重3-4Kg)並びに小児動物モデ

ル(体重10-15kg)を用い、TinyPumpの生体反応、制御方法並びに抗凝固療法について研究し、幼児や小児に最適な機械補助循環システムの実現を目指す。

3. 研究の方法

研究は、CAD/CAMを用い、血液ポンプ部、磁気カップリング駆動部の設計・試作を行う。試作したシステムのポンプ性能(H-Q特性)を求め、ポンプ効率等を算出する。続いて、血球損傷度評価試験(溶血試験)を新生豚や小児豚血を用い行い、市販されている臨床用ポンプBioPump BP-50と比較検討する。数値流体解析方法を用い、設計したポンプ内の流れ、応力等を求め、血球損傷度評価試験の結果と比較検討する。In Vitro評価・解析において、十分満足する結果が得られたならば、続いてIn Vivo評価へと進む。In Vivo研究は、体重3Kg前後の新生豚を用いた1) CPB、ECMO並びに2) 単心モデルにおける肺循環補助と3) 体重15Kg前後の小児モデルによる左心補助(VAD)の3つに分け、体外式磁気カップリング式VADの生体反応、制御性、耐久性などの評価を進め、臨床応用可能な小児用短期並びに中長期使用可能な遠心血液ポンプを実現し、幼児・小児心疾患の機械的循環補助法の理解を深め、小児心疾患の治療法の確立を目指す。

① CAD/CAMによるポンプ設計と加工：図1は、磁気カップリング駆動ディスポ型遠心血液ポンプの構造図を示す。ポンプの外径は58mm、高さ42.6mm(ポンプ本体の高さ15.6mm、置換体積30ml、充填血液量5ml)、駆動用モータ(Maxon Motor EC32, 32mmブラシレス)を含むRe-usable部分は外径58mm、高さ28.7mm(置換体積75ml)で、モータにアウター駆動用永久磁石を取り付け、ポンプヘッド内の直径30mm、6枚羽インペラーに従動用永久磁石を内蔵し、モータのトルクを伝達する仕組みとし、インペラーは中心部に設けられた流体軸受けで回転が支持される仕組みである。

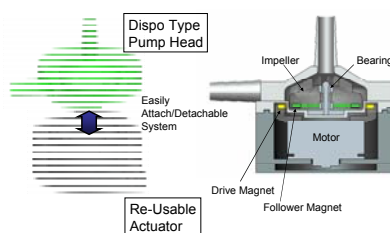


図1：ディスポ型、遠心血液ポンプ

② 軸受けの設計：インペラーの回転を支える軸受けは、ボトムハウジングの中心部に雄部を取り付け、雌部は図2に示すような構造で、ポンプ内における2次流れを起し、滞留、血栓形成を抑制する効果がある。しかし、回転軸受部における磨耗、熱発生等は、耐久性、生体適合性の観点から検討を要する課題

であり、軸受け部素材の選択、構造等について、耐久試験、溶血試験、数値流体解析 (CFD) を用い検討し、デザインの最適化を図る。軸受け部雄雌部素材は、生体適合性・耐久性に優れた MPC ポリマー処理したポリエチレンとセラミックの組み合わせを使用する。

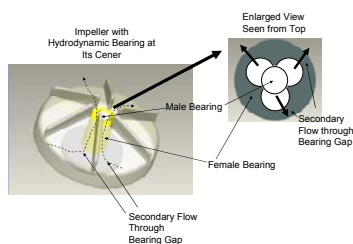


図 2 : 2 次流れを想定した流体軸受けの構造図

③ポンプ性能、溶血試験：ポンプ性能（ヘッド圧と流量の関係）は、血液の粘性を模擬したグリセリン溶液を用い、ポンプ流入・流出圧、毎分流量、モータ電流・電圧等を図 3 に示すような回路を用い計測する。ポンプの使用電力並びにポンプ効率を算出する。

溶血試験は、同様に図 3 の回路を用い、体重 3-4kg の新生豚並びに体重 10-15Kg の小児豚の新鮮血を採取し、4 時間循環させ、遊離ヘモグロビン量を求め、100 リットルの血液をポンピングしたときの遊離ヘモグロビン量 Normalized Index of Hemolysis NIH を算出する。

$$\text{NIH}(\text{g}/100\text{L}) = \text{fHb} \times \text{Hct}(\%) / 100 \times V \times 100 / (60 \times Q \times T)$$

fHb は遊離ヘモグロビン量 (g/dL)、Hct はヘマトクリット (%), V 循環血液量、Q 流量、T 時間である。ポンプ駆動条件は、CPB, ECMO においては、流量 1.0 L/min、ヘッド圧 200mmHg（動脈圧 50mmHg、送血管圧損 100mmHg、人工肺圧損 50mmHg）、VAD 駆動においては、ヘッド圧 150mmHg をセットし実験を行い臨床応用されている BioPump BP-50 と比較する。

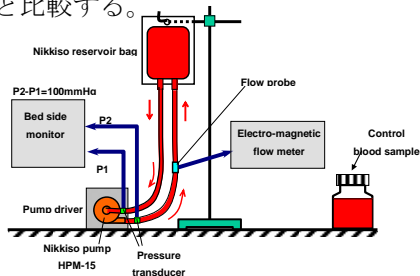


図 3 : InVivo テスト回路

④耐久試験は、溶血試験と同じ流量、ヘッド圧、回転数等を設定し、図 3 の回路を用い行う。特に、インペラー軸受け部の磨耗、熱発生等に焦点を絞り、用いる素材の磨耗、損傷度を顕微鏡下で観察し、定量評価する。駆動時間は、磁気カプリング式ディスクポンプは最長 1 ヶ月の単位で研究を進める。用いる素材としては、生体適合性に優れたチタン合金

やセラミックとポリエチレン、セラミック、チタンとの組み合わせを試験し、一番優れた性能を示す組み合わせを、Ex Vivo並びにIn Vivo実験に適用する。また、④のCFD解析で、流れの定量解析を行う。

⑤数値流体解析 (CFD) : 耐久試験において、一番成績が良かった素材の組み合わせについて、デザインによる軸受け部の 2 次流れ、ポンプ内流れ、せん断応力等の解析を行い、溶血量、血液適合性の改善に反映させる。

⑥InVivo実験：使用する血液ポンプ内血液接触面は 2-methacryloyloxyethyl phosphor-ylcholine (MPC) コーティングを施す。このコーティングは既に臨床でも EVAHEART に使用され 2 年に近い安全性が証明されている。Ex Vivo実験は、新生豚体重 3-4Kg を麻酔下、正中切開し、脱血・送血管を挿入し、体外の血液ポンプと人工肺回路に繋ぎ、150ml/min/Kg の流量を 3-4 時間維持し、ポンプ回転数、動脈圧、中心静脈圧、hematocrit, plasma free hemoglobin, total protein, thrombin-anti-thrombin III, pulmonary compliance等を求め、低充填の循環動態、凝固線溶系、炎症反応等について検討する。

単心モデルにおける肺循環補助の評価は、上行大静脈から肺動脈へのシャント回路を作成し、磁気カプリング駆動遠心血液ポンプで、肺循環を補助するモデルを作成し、循環制御方法、抗凝固療法、薬物療法等について、理解を深め、先天性心疾患の機械的循環補助方法の理解を深める。

慢性実験における評価は、体重 10-15Kg の芝ヤギを用い、磁気カプリング駆動血液ポンプの生体反応、血液適合性並びにデバイスの耐久性について評価する。実験は、1-3 ヶ月単位で、血液ポンプは体外に設置し、左心室脱血、下行大動脈送血回路で、平均流量 1.0 L/min を維持し、血液適合性、制御性、耐久性、安全性について評価を行う。1 ヶ月の実験が成功のうちに終了した場合、継続して 3 ヶ月まで延長する。

4. 研究成果

TinyPump は、図 4 で示すように、ディスクポンプヘッド部、再使用可能なモータードライバと制御ユニットであるコンソールで構成されている。ディスクポンプヘッ



図 4 : TinyPump システム図と構造図

ドは、トップハウジング、ボトムハウジングとインペラーで構成されており、インペラーは中心部の流体軸受けで支持され、モーター

ドライバーに取り付けられた駆動磁石とインペラー内の従動磁石間の径方向磁気カップリング力により回転する仕組みである。

TinyPumpの規格は、 充填血液量：5ml 重量：165g、体積：120 ml、インペラー直径：30mm、ポンプ高さは：45mm、外径：58mm ポートサイズ：1/4”、駆動方法：径方向磁気カップリング、 軸受け：流体軸受け、である。

① 新生豚による体外循環

平均体重 3.7 ± 0.2 Kg の生後 1 週間の新生豚を用い、血液充填無で TinyPump により静脈帰還を補助するグループ N=7 と従来の落差脱血により血液充填を用いるグループ N=6 に分け、60 分の心停止を含め 2 時間の体外循環を $150\text{--}180$ ml/Kg/min の流量で行い、最後に 10 分間のウルトラフィルトレーションを行い、回路内の血液を体内に戻した。

結果：ヘモフィルタ回路を含めて TinyPump グループは充填量は、152ml であったのに対して従来の落差脱血回路グループは約 2 倍の 300ml を要した。二つのグループのヘマトクリット値は、循環中は TinyPump グループが $21.5 \pm 2.0\%$ に対して従来の落差脱血グループが $23.2 \pm 1.3\%$ 、ウルトラフィルトレーション後は、夫々 $30.7 \pm 2.1\%$ と $32.9 \pm 4.0\%$ であり、優位差は無かったが、thrombin-antithrombin complex 値は、 16.7 ± 5.0 ng/ml vs. 28.4 ± 8.4 ng/ml, $p < 0.01$ 、Interleukin-8 値は、 $2,867 \pm 758$ pg/ml vs. $13,730 \pm 5,220$ pg/ml, $p < 0.01$ と TinyPump グループが落差脱血グループより遙かに低い値を示した。また、肺血管抵抗は、TinyPump グループが遙かに低く、その値は、 $4,105 \pm 862$ dynes/cm⁵/Kg vs. $6,304 \pm 1,477$ dynes/cm⁵/Kg, $p < 0.01$ と低い値を示した。肺の水含有量は、TinyPump グループの方が優れており、 $83.7 \pm 0.5\%$ vs. $84.9 \pm 0.5\%$, $p < 0.01$ であった。

結論：充填血液量が少ない TinyPump を用い回路内充填量を最小化し、静脈帰還を補助することで、新生豚の血液希釈並びに心肺機能を許容範囲内に維持できた。本テクノロジーは、血液充填の必要性並びに炎症反応を抑え、臨床において新生児開心術の結果向上に寄与できることが示唆された。

② 単心室モデルによる肺循環の維持

本研究では、生後 3 週間の新生豚（平均体重 10.2Kg）9 頭を用い、大静脈—肺動脈循環補助において、機械的循環補助デバイスの有用性について検討した。

方法：生後 3 週間の新生豚 9 頭において、上行大静脈と肺動脈を直接接続することで 1.5 心室モデルを作成した。内 6 頭に、上行大静脈から肺動脈に脱血・送血カニューレを介して TinyPump を挿入し、上行大静脈—肺動脈機械的循環補助を施した。ポンプ回転数を毎分 1500, 2000, 2500, 3000 rpm に変化させた時の血行動態、血液ガス並びに脳循環に

ついて検討した。

結果：段階的にポンプ回転数を変化させることで、上行大静脈—肺動脈流量は増え、大静脈血圧は低下し、脳循環は改善された。

結論：機械的大静脈—肺動脈循環補助は、大静脈—肺動脈シャント流量を維持し、肺血管抵抗が高い場合も正常な流量、脳循環並びに代謝を維持できることが示唆された。

③ 左心バイパス実験

TinyPump の左心バイパスへの応用を検討し、長期間使用可能な小児用循環補助デバイスの開発を目標に、体重 10-15kg の芝ヤギを用い、左心室—下行大動脈バイパス実験を行い、循環動態、ポンプの耐久性並びに生体反応を評価した。

図 5は、TinyPump の流量特性を示す。左心バイパスの条件として、毎分 2500~3000 回転で、後負荷 100mmHg に対して 1.0 L/min の流量を提供できることが分かった。

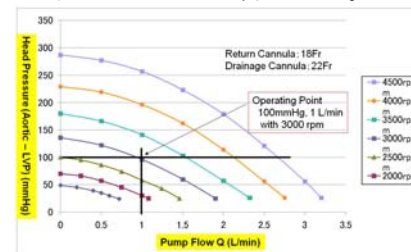


図 5：TinyPump の圧・流量特性

方法：研究は、平成 20 年度の 6 時間の急性実験に始まり、21 年度は、1 週間生存、22 年度は、2 週間から 1 ヶ月生存へと生存期間を延長させ、TinyPump の耐久性並びに生体適合性の評価を随時行い、改良を加えた。ポンプ装着は、ガス麻酔下（イソフルラン吸引麻酔）左側第 6 肋間開胸後、脱血管として、先端に側溝を有する 22Fr Malleable Single Stage Venous Cannula を左心心尖部に挿入し、送血管として、18Fr カニューレの先端に内径 6mm の Hemashield 人工血管を接続した送血管を下行大動脈に end-to-side に吻合し（**図 6**）、体外に置いた TinyPump に接続し、ポンプ内の空気を除去した後、循環を開始した（**図 7**）。閉胸後、動物を ICU に戻し、覚醒させ、管理した。ポンプ流量は、肺動脈流量の約 50% である 1.0 L/min を回転数の制御により維持した。抗凝固療法としては、ヘパリンの持続注入により、ACT (Activated clotting time) を 180-220 秒に維持し、ワーファリンやアスピリンの経口投与を行った。定期的に血液サンプルを取得し、血液ガス、生化学、凝固機能等の計測を行った。実験予定期間を満了した場合、安楽死させ、剖検を行い、ポンプ内の血栓形成の確認並びに主要臓器の梗塞の有無を確認した。

結果：**図 8**は、平成 20 年度から 22 年度に掛けて行った芝ヤギによる動物実験の成果を纏めたものである。実験を開始した 20 年当

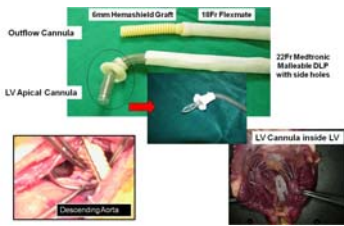


図 6：脱血管並びに送血管

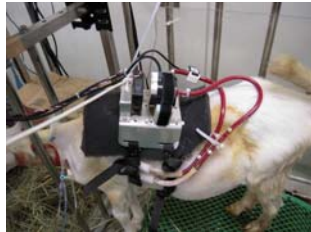


図 7：TinyPump を装着した芝ヤギ
初は、6 時間の急性実験において、麻酔、手術手技、ポンプ機能並びに主要臓器機能について評価した結果、インペラー中心部に設けられた流体軸受け部における血栓形成が頻繁に認められたことから、第 1 の改良点として、軸受けの再設計、InVivo 評価並びに数値流体解析による予測を行った。

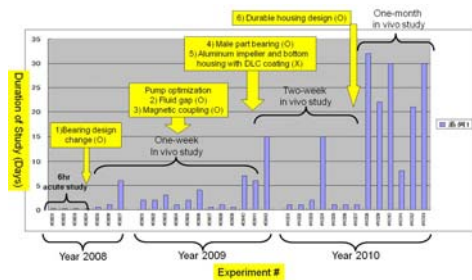


図 8：芝ヤギを用いた TinyPump の実験成果

図 9 は、動物実験の進行に従い改良を加えた 6 つのポイントを図式化したものである。中でも、1) の流体軸受けに関しては、ボトムハウジングに軸受けの雄部を設け、インペラー中央に雌部を固定し、隙間は 150 μ m とすることで、外部流れの約 10% の 2 次流れを確保し、溶血並びに血栓形成を抑えることが分かった。流体軸受け部の部材としては、メス部は、ポリエチレンで作成し、内径 4.0mm、雄部は、アクリル又はポリカーボネートにより作成し、ボトムハウジングと一体成型とした。径方向磁気カップリング力を強化するために、モータの回転軸に固定した 6 極のネオジ鉄磁石並びにインペラーに内蔵した磁石の質量を増やし、高回転でのインペラーの浮上を抑えるようにした結果、毎分回転数 4000 まで浮上を抑えることに成功した。ちなみにポンプ後負荷 100mmHg に対して、目的流量の 1.0 L/min は、毎分 3000 回転で提供できることが確認された。

図 10 は、以上のポンプ改良を行った結果得られた長期生存結果とポンプ流量を示す。2

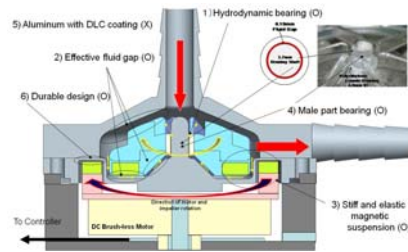


図 9：TinyPump の改良点のまとめ
頭 30 日の生存を達成した。ポンプ流量は、回転数 3000rpm 前後で、1.0-1.5L/min を維持した。解剖の結果、ポンプ内には血栓形成並びに主要臓器に梗塞を認めなかった。図 12 は、ポンプ内の拡大写真を示す。

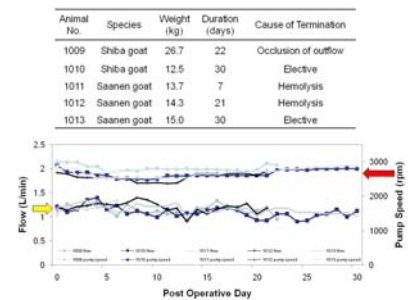


図 10：長期生存結果とポンプ流量

Animal No.	Species	Weight (kg)	Duration (days)	Cause of Termination
1009	Shiba goat	26.7	22	Occlusion of outflow
1010	Shiba goat	12.5	30	Elective
1011	Saanen goat	13.7	7	Hemolysis
1012	Saanen goat	14.3	21	Hemolysis
1013	Saanen goat	15.0	30	Elective

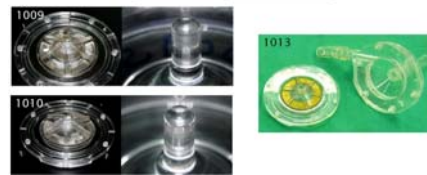


図 11：長期生存例ポンプ内の拡大写真

結論：TinyPump は、体重 10-20Kg の芝ヤギを用いて左心バイパス実験において、30 日間安定した流量補助が可能であり、溶血量も少なく、主要臓器への影響も無かったことより、小児心疾患治療において、短期間の安全・有効な循環補助を提供できることが示唆された。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 3 件)

1. Honjo O, Takatani S, et al. Mechanical cavopulmonary assist maintains pulmonary and cerebral blood flow in a piglet model of a bidirectional cavopulmonary shunt with high pulmonary vascular resistance. J Thoracic Cardiovasc Surgery 2009; 137(2): 355-361.
2. Ugaki S, Takatani S, et al. Transfusion-Free Neonatal Cardiopulmonary Bypass Using a TinyPump, Ann Thoracic Surgery 2010; 90: 1615-21.
3. Kitao T, Takatani S, et al. In Vivo Evaluation of

the 'TinyPump' for Pediatric Left Ventricular Assist Device Application. *Artif Organs* 35(5); 2011.

〔学会発表〕(計 17 件)

1. Honjo O, Takatani S, et al. Mechanical lung assist augments forward pulmonary blood flow in primary bidirectional cavopulmonary shunt physiology in neonatal pigs. 88th Annual Conference of the AATS, May 10-14, 2008, San Diego, USA.
2. Yokoyama N, Takatani S, et al. Development of an implantable centrifugal "TinyPump VAD" for ventricular assistance in infants and children. 16th Congress of the ISRBP, Houston, USA, Oct 2-4, 2008.
3. Ugaki S, Takatani S, et al. TinyPump assisted venous drainage makes transfusion-free cardiopulmonary bypass feasible and preserved cardiopulmonary function in neonatal piglets. 16th Congress of the ISRBP, Houston, USA, Oct 2-4, 2008.
4. Takatani S, Yoshikawa M, et al., Engineering aspect of pediatric TinyPump, 17th Congress of the ISRBP 2009, October 1-3, 2009, Singapore.
5. Ohsawa H, Takatani S, et al. Computational Fluid Dynamics Analysis of an Ultra-miniature Centrifugal Blood Pump "TinyPump". 17th Congress of the ISRBP 2009, October 1-3, 2009, Singapore.
6. Machida S, Takatani S, et al. A New Inflow Cannula System for Paediatric Blood Pump, 17th Congress of the ISRBP 2009, October 1-3, 2009, Singapore.
7. Takatani S, Rotary blood pumps for pediatric and adult extracorporeal circulation, 18th Congress of the ISRBP 2009, Berlin, Germany, October 14-16, 2010.
8. Kitao T, Takatani S, et al. In Vivo Evaluation of TinyPump for Pediatric Mechanical Circulatory Support. 6th World Congress on Biomechanics 2010, Singapore, August 1-8, 2010.
9. Ando Y, Takatani S, et al. In vivo biocompatibility assessment of the pediatric TinyPump: Results of the 6th version. 18th Congress of the ISRBP, Berlin Germany, October 14-16, 2010.
10. 高谷節雄, 吉川雅治, その他. 低充填小児用小型遠心血液ポンプの研究開発。第 36 回人工心臓と補助循環懇話会；パネルディスカッション「日本における小児用補助循環の必要性」、2008 年 3 月 7-8 日、越後湯沢、新潟。
11. 小林真理子、高谷節雄、その他。左室補助循環における小児用小型遠心血液ポンプ TinyPump の生体適合性の評価。日本定常流ポンプ研究会 2008、2008 年 11 月 27 日、六本木ヒルズ、東京。
12. 横山直幸、高谷節雄、その他。小児用小型遠心血液ポンプ (TinyPump) の研究開発、日本機械学会大会、2008 年 8 月 3 日、横浜。

13. 町田真也、高谷節雄、その他。ディスプレイ式小児用遠心血液ポンプ (TinyPump Dispo) の研究開発。第 36 回人工心臓と補助循環懇話会、2008 年 3 月 7-8 日、越後湯沢、新潟。

14. 前田武俊、高谷節雄、富永隆治、その他。小児用小型遠心ポンプ TinyPump の左室補助における有用性の検討。第 36 回人工心臓と補助循環懇話会、2008 年 3 月 7-8 日、越後湯沢、新潟。

15. 小林真理子、高谷節雄、Initial in Vivo Evaluation of Ultra-miniature Rotary Centrifugal Blood Pump "TinyPumpTM"、第 37 回人工心臓と補助循環懇話会、2009 年 2 月 27 日、新潟

16. 北尾貴史、安東勇介、吉川雅治、高谷節雄、その他、小児補助循環装置 TinyPump の生体適合性の評価、第 38 回人工心臓と補助循環懇話会、長野県信州上諏訪、2010 年 2 月 26 日～27 日。

17. 安東勇介、高谷節雄、その他、小児用小型遠心血液ポンプ TinyPump の研究開発—ポンプ改良の推移—、第 38 回人工心臓と補助循環懇話会、長野県信州上諏訪、2010 年 2 月 26 日～27 日。

〔その他〕

ホームページ等

http://www.tmd.ac.jp/ao/research_project/44_4cdcc32c42370/index.html

6. 研究組織

(1) 研究代表者

高谷 節雄 (Takatani Setsuo)

東京医科歯科大学・生体材料工学研究所・教授

研究者番号：40154786

(2) 連携研究者

進士 忠彦 (Shinshi Tadahiko)

東京工業大学・精密工学研究所・教授

富永 隆治 (Tominaga Ryuji)

九州大学・医学部心臓血管外科・教授

佐野 俊二 (Sano Shunji)

岡山大学・医学部心臓血管外科・教授

(3) 協力研究者

鶴垣伸也 (Ugaki Shinya)

岡山大学・医学部心臓血管外科・助教

本庄修身 (Honjo Osami)

米国トロント子供病院・医員

小林真理子 (Kobayashi Mariko)

米国クリーブランドクリニック・フェロー

安東勇介 (Ando Yusuke)

九州大学・医学部心臓血管外科・医員

北尾貴史 (Kitao Takashi)

東京医科歯科大学・大学院医歯学総合研究科・博士課程 4 年

横山直幸 (Yokoyama Naoyuki)

東京医科歯科大学・大学院医歯学総合研究科・博士課程 3 年

迫田大輔 (Sakota Daisuke)

東京医科歯科大学・生体材料工学研究所・ポストドク

長岡英気 (Nagaoka Eiki)

東京医科歯科大学・医学部心臓血管外科・助教