

構成した。TET・電池ユニットは体内電池と整流・充電制御回路、切り替え回路から成る。各ユニットの外寸は、駆動制御ユニットが76[mm]×76[mm]×40[mm]で、TET・電池ユニットが114[mm]×190[mm]×53[mm]である。TET・電池ユニットの重さは1755[g]である。血液ポンプを胸腔内に、アクチュエータ、駆動制御ユニット、TET・電池ユニット、体内コイルを皮下に埋め込んだ。TETと体内電池によるシステムへのエネルギー供給、その切り替え動作が問題なく行われるかどうか確認した。

C. 研究結果

C-1. 血液ポンプ駆動ユニットの in vivo 評価結果

新型アクチュエータを使用した血液ポンプ駆動ユニットを埋め込んだ慢性動物実験3例の結果を^{図15}に示す。

いずれの動物においても埋め込みにあたり解剖学的な問題なく埋め込むことが可能であった。最長生存記録は87日間であり、2例はオイルコンデンシット破損というトラブルにより実験中止となったが、いずれも実験継続期間中は良好な循環状態を維持することが可能であった。1例は血栓塞栓症により維持困難と判断し犠死に至った。

最長生存を記録した動物の循環動態変化を^{図16}に、消費電力、アクチュエータ、オイルコンデンシット表面の温度変化を^{図17}に、慢性動物実験の様子を^{図18}示す。術後安定期において血液ポンプは拍動数120[bpm]で駆動した。また実験期間中、立位時の値として、左・右心房圧はそれぞれ、 2 ± 5 [mm Hg]、 1 ± 7 [mm Hg]であり、大動脈圧は 71 ± 10 [mm Hg]で維持された。消費電力は 14 ± 3 [W]であり、アクチュエータ、オイルコンデンシット表面温度は、それぞれ 40 ± 1 [°C]、 40 ± 1 [°C]であった。

C-2. トータルシステムの in vivo 評価結果

TOTを除くETAHシステムを仔牛(体重:74[kg])

に埋め込み、TETと体内電池を切り替えてエネルギーを供給し、ETAHを駆動した。埋め込みに用いたトータルシステムを^{図14}に、TETシステムによるエネルギー供給の様子を^{図15}に示す。

本システムではアクチュエータは旧型を使用した。拍動数105[bpm]で外部電源により駆動しているトータルシステムのエネルギー供給源をTETに切り替え、ETAHの駆動を行いながら同時に体内バックアップ電池の充電を5分間行った。次にエネルギー供給源をTETから体内バックアップ電池に切り替え、30分間、ETAHの駆動を行った。その後、再びエネルギー供給源を体内バックアップ電池からTETに切り替え、電池が満充電状態となるまで、60分間、ETAHの駆動と電池の充電を同時に行った。体内バックアップ電池の満充電の判断としては平均充電電流が100[mA]を下回ったときとした。^{図16}にTETによる駆動時と体内電池による駆動時の左右駆動圧波形、循環動態変化を示す。TETによる駆動、体内バックアップによる駆動、切り替え時、いずれにおいても駆動圧、循環動態に問題は見られなかった。

エネルギー供給源を外部電源からTETへ、TETから外部電源へ切り替える際にはほとんど瞬時に、TETから体内バックアップ電池へ切り替える際には約100[msec]、体内バックアップ電池からTETへ切り替える際には約60[msec]の時間で切り替えが完了し、ETAH駆動への影響は認められなかった。体外コイルと皮膚の間の温度は最大36[°C]、体内コイルと筋肉の間の温度は最大34[°C]であった。

D. 考察

D-1. 血液ポンプ駆動ユニットの in vivo 評価

新型アクチュエータを用いた慢性動物実験において最長生存記録である87日間を達成し、実験期間中の左・右心房圧も低値に保たれ、良好な循環状態を維持することができた。また旧型アクチュエータと比べて、高い拍動数においても消費電力は約16~17[W]と低く抑えられ、アクチュエ

ータ、オイルコンデュイット表面温度も約40[°C]と低値で維持でき、高効率化の成果が表れていると考えられる。

新型アクチュエータを適用した3頭のうち、1頭を血栓塞栓症により失った。血栓形成の直接の原因は多家血輸血や静脈系合併症などの修飾によるものと考えられたが、心房間シャントによる左右心拍出量差代償方法については、今後再考する必要があると考えられた。

最近の2頭については、血栓塞栓症などは特に認められず、手術手技も十分に確立され、術後の管理も容易であった。2頭をオイルコンデュイット破損により失い、オイルコンデュイットについては今後、耐久性の向上を含めて検討する必要があると考えられた。

D-2. トータルシステムの in vivo 評価結果

TOTを除くETAHシステムを仔牛に埋め込み、TETと体内電池によりエネルギーを供給し、問題なくETAHを駆動することが可能であった。切り替えも問題なく行うことができた。また体内バックアップ電池により30分間、ETAHへエネルギーを供給し駆動できることを確認した。体内・体外コイル部分の発熱についても問題はなかった。本システムは現時点で完全埋め込み型システムとして十分な性能を備えていると考えられるが、今後、この性能を維持しながら小型・軽量化をさらに進め、長期埋め込みに対する耐久性の検討を進めていく必要があると考えられる。

E. 結論

電気油圧駆動型全人工心臓の開発を行い、その開發現状について報告した。現在までに、インペラの小径化、ポート部の角度、内径の変更により、アクチュエータの小型化と高効率化を実現した。また、血液ポンプユニットを仔牛に埋め込み、87日間の生存を記録した。トータルシステムとしても、TET、体内電池による駆動、切り替え動作を問題なく行えることを確認できた。以上から、開発した電気油圧駆動型人工心臓は完全埋め込み

型システムとして十分な性能を持っていると考えられる。

F. 健康危険情報

該当なし。

G. 研究発表

(1) 妙中義之, 巽英介, 本間章彦, 角田幸秀, 西中智博, 高野久輝, 塚原金二, 土本勝也, 稲田雅巳: 国立循環器病センターでの全置換型人工心臓システム開発の現状, 第30回人工心臓と補助循環懇話会., 北海道, p37, 2002.

(2) 巽英介, 妙中義之, 本間章彦, 西中智博, 武輪能明, 築谷朋典, 角田幸秀, 大西裕幸, 佐藤浩一, 押川満雄, 白川幸俊, 塩谷恭子, 片桐伸将, 向井将一, 上村匡敬, 高野久輝, 越地耕二, 塚原金二, 土本勝也, 和久井秀樹: 国循環型電気油圧駆動方式全人工心臓の動物実験による評価と埋め込み手技(ビデオ), 第30回人工心臓と補助循環懇話会., 北海道, p38, 2002.

(3) 二角大祐, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 体内埋込型人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システム—体内回路の小型化の検討—, 第18回ライフサポート学会大会講演予稿集., p26, 2002.

(4) 黒木努, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮光情報伝送システム—矩形波サブキャリアを用いたDPSK方式の提案と評価—, 第18回ライフサポート学会大会講演予稿集., p54, 2002.

(5) 西中智博, 妙中義之, 巽英介, 武輪能明, 本間章彦, 築谷朋典, 大西裕幸, 押川満雄, 片桐伸将, 水野敏秀, 塩谷恭子, 白川幸俊, 上村匡敬, 内藤洋, 角田幸秀, 高野久輝: 人工臓器の開発と臨床応用, 現況と今後の展望, 第40回日本人人工心臓学会大会予稿集., Vol. 31, No. 2, S-88, 2002.

(6) 柴健次, 越地耕二, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 経皮エネルギー伝送システムによる人工心臓アクチュエータの直接駆動・制御の検討, 第40回

日本人工心臓学会大会予稿集., Vol. 31, No. 2, S-176, 2002.

(7) 二角大祐, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システム—整流平滑回路の小型化の検討—, 第40回日本人工心臓学会大会予稿集., Vol. 31, No. 2, S-177, 2002.

(8) 黒木努, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮光情報伝送システム—矩形波サブキャリアを用いた DPSK 方式の提案と評価—, 第40回日本人工心臓学会大会予稿集., Vol. 31, No. 2, S-178, 2002.

(9) 巽英介, 次世代型人工心臓の開発, 化学工業., 12月号, p42-47, 2002.

(10) 本間章彦, 巽英介, 西中知博, 築谷朋典, 武輪能明, 妙中義之, 越地耕二, 福井康裕, 土本勝也, 塚原金二: 国立循環器病センターにおける体内埋込み型全人工心臓の開発現状, 電気学会研究会資料 (リニアドライブ研究会) ., LD-02-49, 21-27, 2002.

(10) 黒木努, 井手暁彦, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 完全埋込型人工心臓用経皮光情報伝送システム—矩形波サブキャリアを用いた DPSK 方式の提案と評価—, 電気学会研究会資料 (リニアドライブ研究会) ., LD-02-54, 51-54, 2002.

(11) 二角大祐, 柴健次, 越地耕二, 土本勝也, 塚原金二, 角田幸秀, 巽英介, 妙中義之, 高野久輝: 体内埋込型人工心臓駆動用経皮エネルギー伝送システム—体内回路の小型化の検討—, 電気学会研究会資料 (リニアドライブ研究会) ., LD-02-55, 55-58, 2002.

(12) Eisuke Tatsumi, Yoshiyuki Taenaka, Akihiko Homma, Tomohiro Nishinaka, Kinji Tsukahara, Katsuya Tsuchimoto, Hideaki Yamaguchi: The National Cardiovascular Center Electrohydraulic TAH and VAD Systems: Current Status of Development, ASAIO Journal., Vol. 48,

No. 2, p128, 2002.

H. 知的財産権の出願・登録状況なし。

表1 慢性動物実験結果

No.	アクチュエータ	体重(Kg)	生存日数	実験中止理由
1	新型	75	16	血栓
2	新型	73	87	オイルコンデュイット破損
3	新型	65	60	オイルコンデュイット破損

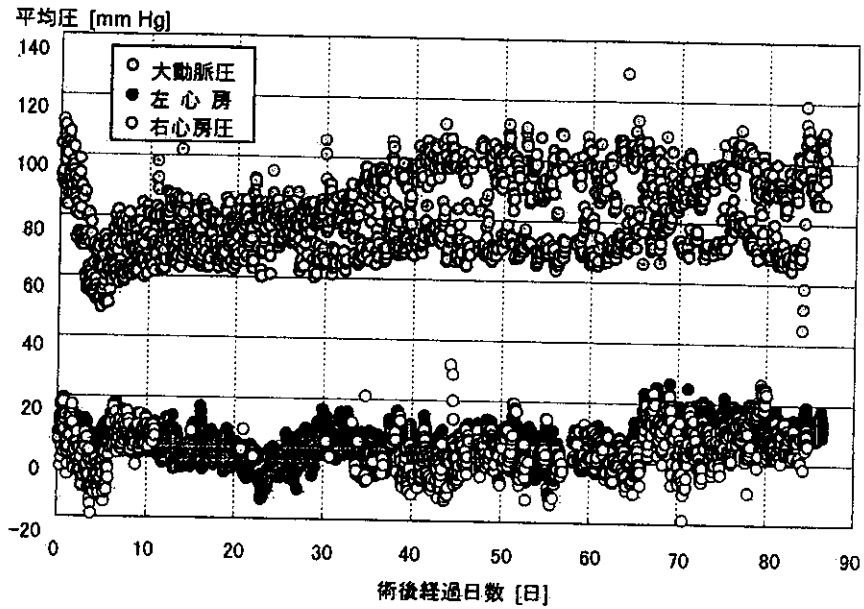


図1 循環動態の変化

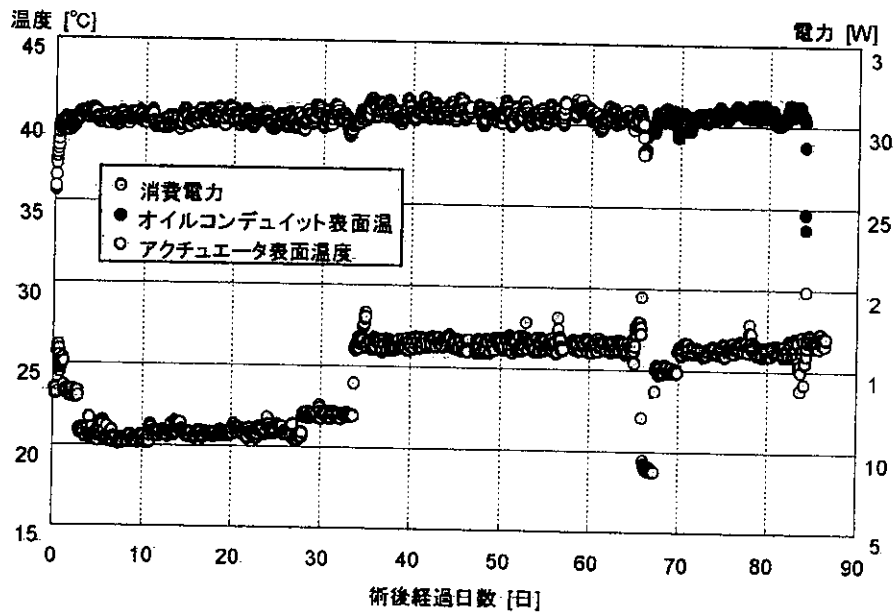


図2 消費電力、各部温度の変化

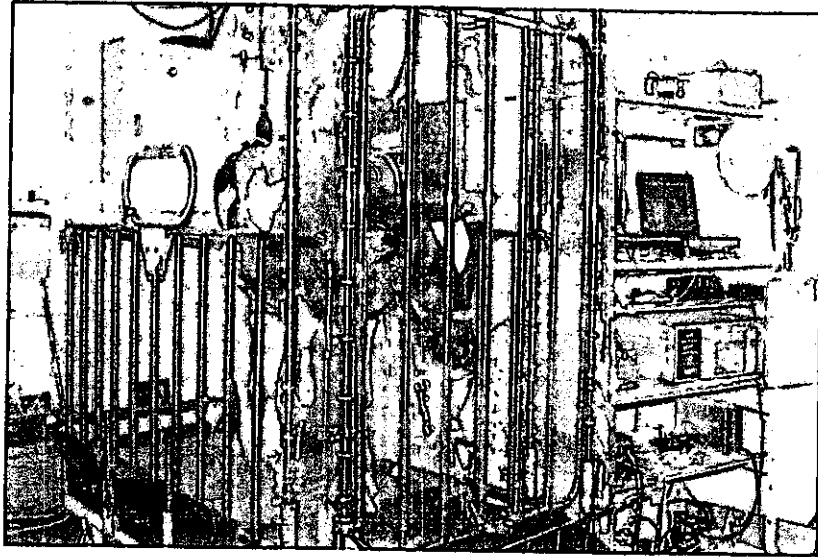


図3 慢性動物実験の様子

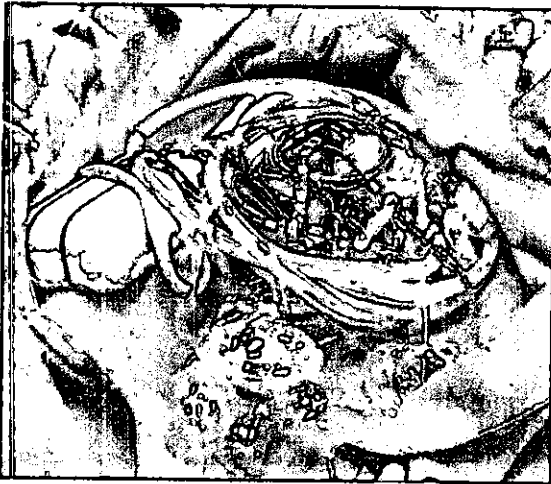


図4 トータルシステム



図5 経皮的エネルギー伝送部

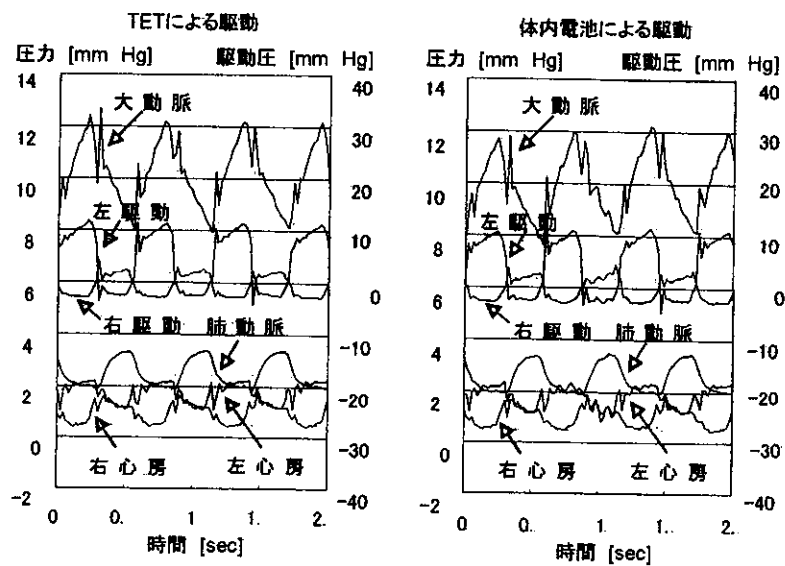


図6 TETと体内電池による駆動

厚生科学研究費補助金（基礎研究成果の臨床応用推進研究事業研究）

平成 14 年度分担研究報告書

「トランスレーショナル・リサーチの迅速・円滑な実施と説明責任」

-GMP、GLP、GCP の品質管理・品質保証-

分担研究者： 佐瀬 一洋 （国立循環器病センター 治験管理室長）

【研究要旨】基礎研究の成果を臨床にまでつなげるために、橋渡し研究（トランスレーショナル・リサーチ）の最終段階としての臨床的検討が重要である。ヘルシンキ宣言に基づきインフォームド・コンセントや研究者から独立した倫理審査委員会による審議を受けることは、社会に対する説明責任を果たすという意味で重要なプロセスであるが、世界的な被験者保護の流れと今年わが国でも告示予定の臨床研究指針にも十分な配慮が必要である。基礎・臨床それぞれの研究者の責務を明確にし、迅速かつ円滑に連携するためには、製造工程には GMP (Good Manufacturing Practice)、ラボデータには GLP (Good Laboratory Practice)、臨床試験には GCP (Good Clinical Practice) といった簡素で標準的な手順、記録、監査、改善システムの導入が必要である。

A. 研究目的

我が国ではライフサイエンス分野の基礎研究水準が高く、実用化や産業化が期待される一方、医療・健康分野における橋渡し体制は十分とはいえない。技術のシーズと医療のニーズを結びつけるトランスレーショナル・リサーチの最終段階として、臨床研究の支援体制整備や人材育成が急務である。特に、被験者保護を充実し、スピード・質・コストを改善するため、簡素で標準的なシステムを創る必要がある。

橋渡し研究、特に臨床研究開始時の計画・実施・評価の各段階について支援を行い橋渡し研究のスピード、質、コストおよび被験者保護を改善する。

B. 研究方法

医薬品、医療機器の開発段階と規制要件に関する世界標準を参考に、科学性、倫理性、信頼性という観点から検討する。

C. 研究結果

B T 戦略会議が内閣総理大臣に宛てた最終答申（平成 14 年 12 月 6 日）では、橋渡し研究（トランスレーショナル・リサーチ）として臨床研究推進のための体制整備、あるいは医薬品・医療機器開発における治験体制の整備を図るべきとしている。更に、臨床研究センターの整備や、臨床に関する人材育成、臨床研究を業績として適切に評価することなどが必要であること、新しく開発されたものについて、審査体制の整備と、医療保険制度における価値の迅速かつ適正な評価の推進であること等が指摘されている。

国際的には被験者保護への関心が増大してい

る。ペンシルベニア大学での遺伝子治療や、ジョンズホプキンス大学での健常ボランティアの死亡事件は、全米のマスコミで大きく報道され、法体系の見直しと行政機関の整備につながった。わが国でも、厚生科学審議会科学技術部会専門委員会（高久文麿委員長）を中心に（1）被験者の人権擁護（2）被験者への説明と同意（3）医師の責任、研究協力者の業務の明確化（4）倫理審査委員会の機能などヘルシンキ宣言に沿った「臨床研究の指針」を作成中である。今後わが国でも倫理審査委員会の充実や有害事象への適切な対応がますます重要となる。

医薬品・医療機器の開発では、臨床試験の科学性・倫理性・信頼性の向上のために、GCP (Good Clinical Practice) という世界的な標準様式がある。そのなかで、信頼性についてはモニタリング・監査など品質管理(QC)・品質保証活動(QA)の実施により品質が大幅に改善した。今後の研究所における開発についても、(1)試験薬剤(機器)概要書、(2)実施計画書、(3)症例報告書、(4)同意説明文書等の作成法やデータの収集・保管方法の標準化が実現すれば、倫理審査委員会等における審議の充実と迅速化の両面に役立つ可能性がある。具体的には、製造工程に GMP (Good Manufacturing Practice)、ラボデータには GLP (Good Laboratory Practice) の考え方を参考に、ISO9000 でいう Plan-Do-Check-Action サイクルの確立を目標にすべきである。

D. 考察

被験者保護に配慮しつつ信頼性を確保するために、GCP, GLP, GMP といった標準的な品質管理・品質保証の手順を基に記録、監査、改善のサ

イクルを確立することが重要である。臨床研究の支援体制が必要であるが、質の高い臨床試験を計画・実施・評価するためには、医師・生物統計家、データマネージャー、リサーチ・ナース、臨床薬理専門家、生命倫理専門家、規制担当、法律顧問を含め、試験のデザイン・管理ができる臨床研究センターを育成する必要がある。

E. 結論

橋渡し研究実施にあたり、説明責任と透明性を確保するためのシステム整備が重要である。

F. 健康危険情報

特記すべきことなし。

G. 研究発表

なし

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし

超音波を利用した血液ポンプ駆動状態の認識方法の開発

分担研究者 本間 章彦（国立循環器病センター研究所 室員）

研究要旨

本研究開発では、長期使用可能な臨床応用に向けた完全体内埋込み型人工心臓の開発を目指す。これら埋め込み型システムの問題点として、（1）体内にある血液ポンプの駆動状態の把握が困難である、（2）駆動状態を監視するための長期間の埋め込みと使用に耐え得る流量計などのセンサが存在していない、（3）人工心臓の駆動制御は機械により自動的に行われることになるが、同じ駆動条件であっても、実際の駆動状態や拍出量は循環系の前負荷、後負荷、静脈還流、流路障害など様々な要因により変動を受ける、などがあげられる。したがって人工心臓システムの長期にわたる安全性と信頼性を確保するためには、常に何らかの形で人工心臓自身の駆動状態や拍出量を監視し、安定した駆動制御を実現する必要がある。本研究では、血液ポンプの安全な駆動制御を実現するために、血液ポンプの駆動状態を最もよく反映しているダイアフラムの位置を超音波により直接計測し、人工心臓の駆動状態をモニタする方法の開発を行った。

A. 研究目的

人工心臓の駆動状態や拍出量は同じ駆動条件下においても、循環系の前後負荷、静脈還流、流路障害など様々な原因により変動を受ける。人工心臓を安全に患者に適用するためには、常に何らかの形で血液ポンプの駆動状態をモニタし安定した駆動を実現する必要がある。

本研究では、血液ポンプの安全な駆動制御を実現するために、血液ポンプの駆動状態を最もよく反映しているダイアフラムの位置を超音波により直接計測し、人工心臓の駆動状態をモニタする方法の開発を行った。

B. 研究方法

B-1. 方法

電気油圧駆動方式人工心臓のダイアフラム型血液ポンプを用いて超音波によるダイアフラムの位置計測を試みた。血液ポンプはダイアフラムにより血液室とオイル室に仕切られており、アク

チュエータ内のインペラの正転逆転により駆動媒体であるシリコンオイルを左右の血液ポンプへ交互に送り、油圧により血液を送り出す仕組みになっている。直径 2.4mm の超音波振動子^①を左血液ポンプの血液室の外側面に3ヶ所、オイル室の外側面に対向して3ヶ所設置した^②。

B-2. 計測原理

音速は血液中とシリコンオイル中で異なり、血液中(水中)では約 1540[m/s]、シリコンオイル中では約 908[m/s]である^③。血液ポンプは完全充満 (Full-Fill: FF) 状態では血液で、完全駆出 (Full-Eject: FE) 状態ではシリコンオイルで満たされる。対向する血液室側とオイル室側の振動子間を伝播する超音波の伝播時間は、FF 状態で最短、FE 状態で最長になる。血液とシリコンオイルの音速差によりダイアフラムの位置に応じて、観測される伝播時間は変化する。

血液とシリコンオイルの音速、振動子間の距

離がすでにならわっているため、振動子間の伝播時間変化を計測することによりダイアフラムの位置を求めることができる。

B-3. 血液ポンプの in vitro 性能評価

オーバーフロー形模擬循環装置を用いてポンプを種々の駆動条件で駆動し駆動圧と超音波の伝播時間変化およびポンプ拍出量を同時に計測した(図4)。実験条件を表1に示す。右のポンプの前負荷を10[mmHg]、後負荷を20[mmHg]とし、左のポンプの前負荷を10[mmHg]、後負荷を100[mmHg]とした。実験では血液と伝播速度が同じである水を使用した。血液ポンプの駆動条件は拍動数を30~110[beat/min]、SD比を30~70[%]とし、左右回転数を500から2000[rpm]まで変化させることにより、完全充満、完全駆出、不完全充満、不完全駆出のそれぞれの状態を作りだした。

C. 研究結果

血液ポート付近に設置した超音波振動子と対向する振動子の一組に注目した場合に、送信、受信振動子の間隔は52[mm]であり、血液ポンプが血液で満たされる完全充満状態と、シリコンオイルで満たされる完全駆出状態の両者の間で、伝播時間に0.020[ms]の差を認めた。

伝播時間変化がダイアフラム位置を正確に反映しているのかどうか駆動圧波形から評価したところ、波形の形状から血液ポンプの駆出、充満状態の認識ができ、伝播時間の絶対値からその程度の計測が可能であることがわかった。図5に完全充満、完全駆出駆動時における、血液ポート付近に設置した超音波振動子と対向する振動子間の伝播時間の変化と駆動圧変化の一例を示す。

また、模擬循環回路を用いて、拍動数および、駆出・充満状態の程度を変化させて血液ポンプを駆動し、伝播時間の変化幅とポンプ拍出量の関係について検討を行なった。左血液ポンプ(一回拍出量75~80mL)を用いた60点の計測点において、伝播時間の変化幅×拍動数(30~110[beat/min])と拍出量(1~9[L/min])の間に相関係数0.97の

良好な線形相関を得た(図6)。

また6ヶ所のセンサ間の各伝播時間変化から、各センサ間のダイアフラム位置を計算しコンピュータ上に表示した結果を図7に示す。図6(a)は完全駆出状態、図6(b)は不完全駆出状態におけるダイアフラムの位置を示している。

D. 考察

模擬循環回路を用いて、拍動数および、駆出・充満状態の程度を変化させて血液ポンプを駆動し、伝播時間の変化幅とポンプ拍出量の関係について検討を行ったところ良好な相関関係を得た。本超音波センサは、血液ポンプのダイアフラムの位置モニタだけでなく、拍出量のモニタにも成り得る可能性が示された。今後、前・後負荷、流路障害、弁の逆流などの影響についても実験を行い、どの程度の誤差でポンプ拍出量の推定が可能であるか検討を行う。

E. 結論

水とシリコンオイルの音速の違いに着目した本方法によって、拍動流ポンプのダイアフラムの位置計測、駆出・充満状態の認識や拍出量の推定を行ない得、人工心臓の駆動状態を直接モニタできる可能性が示された。

F. 健康危険情報

該当なし。

G. 研究発表

(1) 妙中義之, 巽英介, 本間章彦, 角田幸秀, 西中智博, 高野久輝, 塚原金二, 土本勝也, 稲田雅巳: 国立循環器病センターでの全置換型人工心臓システム開発の現状, 第30回人工心臓と補助循環懇話会., 北海道, p37, 2002.

(2) 巽英介, 妙中義之, 本間章彦, 西中智博, 武輪能明, 築谷朋典, 角田幸秀, 大西裕幸, 佐藤浩一, 押川満雄, 白川幸俊, 塩谷恭子, 片桐伸将, 向井将一, 上村匠敬, 高野久輝, 越地耕二, 塚原金二, 土本勝也, 和久井秀樹: 国循環型電気油圧駆動方式全人工心臓

の動物実験による評価と埋め込み手技(ビデオ),
第30回人工心臓と補助循環懇話会., 北海道,
p38, 2002.

(3)西中智博, 妙中義之, 巽英介, 武輪能明, 本間章彦, 築谷朋典, 大西裕幸, 押川満雄, 片桐伸将, 水野敏秀, 塩谷恭子, 白川幸俊, 上村匡敬, 内藤洋, 角田幸秀, 高野久輝:人工臓器の開発と臨床応用, 現況と今後の展望, 第40回日本人工心臓学会大会予稿集., Vol.31, No.2, S-88, 2002.

(4)本間章彦, 巽英介, 西中知博, 築谷朋典, 武輪能明, 妙中義之, 越地耕二, 福井康裕, 土本勝也, 塚原金二:国立循環器病センターにおける体内埋め込み型全人工心臓の開発現状, 電気学会研究会資料(リニアドライブ研究会) ., LD-02-49, 21-27, 2002.

(5)Eisuke Tatsumi, Yoshiyuki Taenaka, Akihiko Homma, Tomohiro Nishinaka, Kinji Tsukahara, Katsuya Tsuchimoto, Hideaki Yamaguchi: The National Cardiovascular Center Electrohydraulic TAH and VAD Systems: Current Status of Development, ASAIO Journal., Vol.48, No.2, p128, 2002.

H. 知的財産権の出願・登録状況

なし。

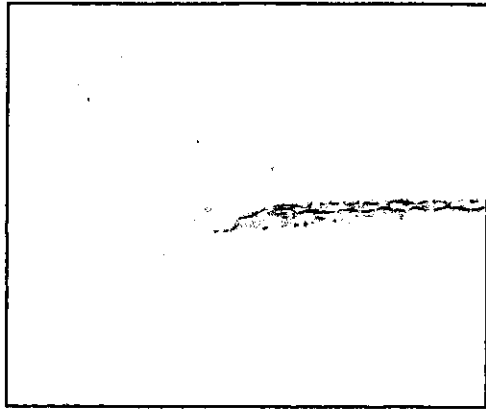


図1 超音波振動子

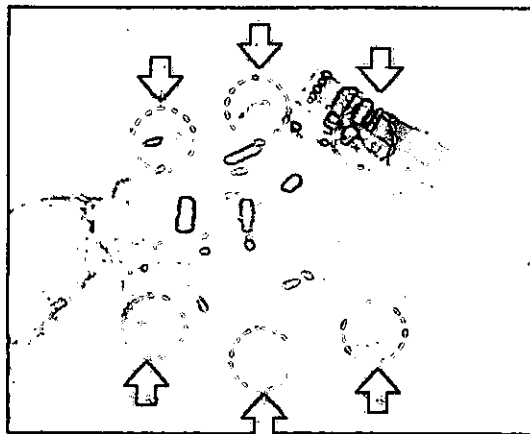


図2 超音波振動子の取り付け位置

表1 実験条件

右ポンプ前負荷	10 mm Hg
右ポンプ後負荷	20 mm Hg
左ポンプ前負荷	10 mm Hg
左ポンプ後負荷	100 mm Hg
音速 (水中)	1540 m/s
音速 (オイル中)	908 m/s
水温	18 °C
拍動数 beat/min	30~110
Systole ratio	30~70 %
左右回転数	500~2000 rpm
計測サンプリング	350 Hz

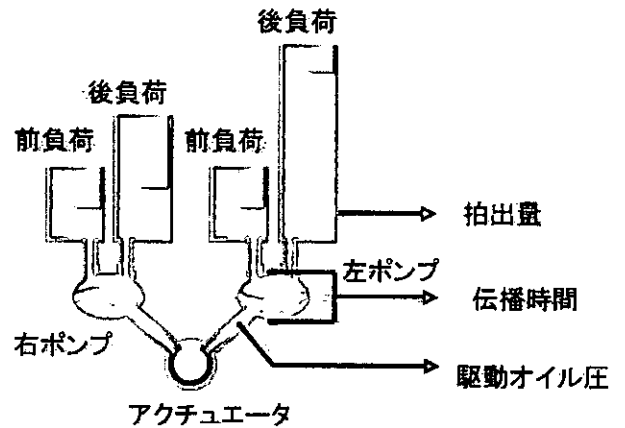


図4 オーバーフロー形模擬循環回路

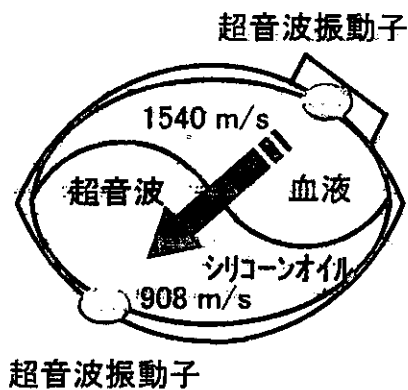


図3 測定原理

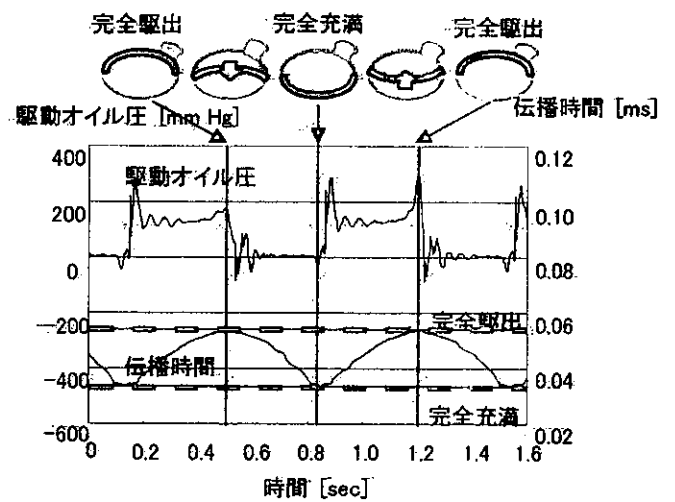


図5 完全充滿・完全駆出時の伝播時間と駆動圧の変化

拍出量 [min]

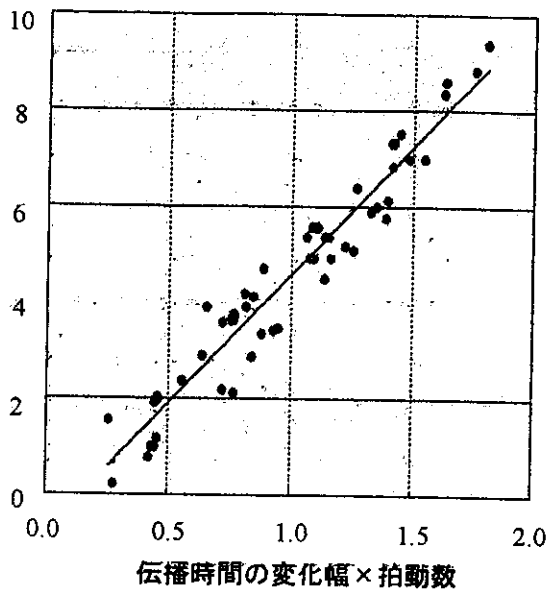


図6 拍出量の推定

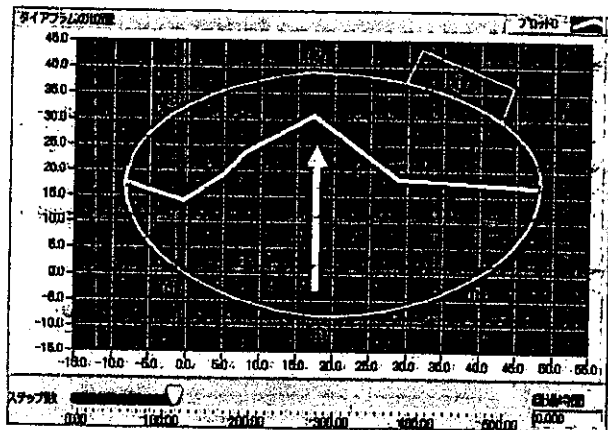
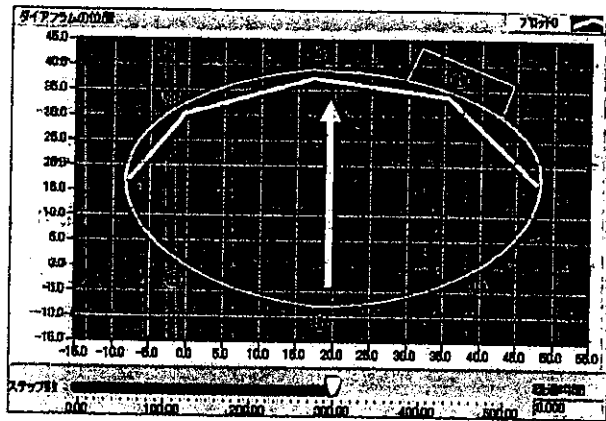


図7 ダイヤフラム位置の表示

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
北村惣一郎	心臓移植	北村惣一郎、 宮武邦夫、安 井久喬	重症心不全— 診断・治療・ 病理の最前線	医学書林	東京	2002	218-230
中谷武嗣、 花谷彰久	心臓移植患者の術前管理	平川方久	臓器移植の麻 酔	克誠堂出 版	東京	2002	45-53
北村惣一郎 中谷武嗣 花谷彰久	本邦における心臓移植と問 題点	杉下靖郎、門 間和夫、矢崎 義雄、高本眞 一	Annual Review 循環器 2003	中外医学 社	東京	2003	263-271

雑誌

発表者 氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻名	ページ	出版年
北村惣一郎	心臓移植の現状と将来の発展	Cardiovas cular Med-Surg	4(4)	483-489	2002
北村惣一郎	平成 16 年はわが国の医療制度 の大きな転換期になる	大阪大学 医学部学 友会会誌	22	29-33	2002
北村惣一郎 中谷武嗣 花谷彰久 他 3 名	末期的心不全に対する心臓移植	循環器科	51	442-449	2002
北村惣一郎 中谷武嗣 小林順二郎 他 9 名	わが国における心臓移植と問題 点	移植	37(4)	147-153	2002

中谷武嗣 花谷彰久 笹子佳門 他 10 名	難治性心不全に対する補助人工 心臓と心臓移植	兵庫県循 環器病研 究会会報	69(25)	10-13	2001
妙中義之	治療機器開発に携わる研究者の 経験	医科器械学	72(6)	272-275	2002
妙中義之	全置換型人工心臓	救急・集中 治療	14(10)	169-175	2002
妙中義之	体内埋め込み型人工心臓	日外会誌	103(9)	603-606	2002
妙中義之	国立循環器病センターでの全人 工心臓の開発	循環器病 研究の進 歩	23(1)	66-71	2002
妙中義之	質疑応答 永久埋込み型人工心 臓は無理なのでしょうか	循環制御	23(4)	467-469	2002
中谷武嗣 笹子佳門 花谷彰久	末期的心不全に対する外科治療 としての左心補助人工心臓と心 臓移植	心臓	34	54-57	2002

20020834

以降は雑誌/図書に掲載された論文となりますので、
「研究成果の刊行に関する一覧表」をご参照ください。