

## 生体内で作る人工臓器ジェリーフィッシュ弁・弁葉

岸 亜由美\*・磯山 隆\*\*・斎藤 逸郎\*\*\*・河野 明正\*\*・小野 俊哉\*\*  
杉野 礼佳\*\*・光宗 倫彦\*\*\*・山口さち子\*\*・時 偉\*\*・井上 雄介\*\*  
中川 英元\*\*\*・阿部 裕輔\*\*・井街 宏†・野城 真理\*

### Artificial Organ Made in vivo —Valve Leaflet of the Jellyfish Valve—

Ayumi KISHI,\* Takashi ISOYAMA,\*\* Itsuro SAITO,\*\*\* Akimasa KOUNO,\*\* Toshiya ONO,\*\*  
Ayaka SUGINO,\*\* Norihiko MITSUMUNE,\*\*\* Sachiko YAMAGUCHI,\*\* Wei SHI,\*\* Yusuke INOUE,\*\*  
Hidemoto NAKAGAWA,\*\*\* Yusuke ABE,\*\* Kou IMACHI,† Makoto NOSHIRO\*

**Abstract** Artificial materials used for artificial organs have sufficient strength and durability. However, their biocompatibility has not been improved yet to the level of tissue-derived biomaterials. On the other hand, there were some problems in artificial organs made of tissue-derived biomaterials; difficulty of forming the desired shapes, insufficiency of strength and durability, and infection control. It is necessary to build arbitrarily-shaped artificial organs that have sufficient strength and durability with tissue-derived biomaterials. In this study, we developed an in-vivo method to make a circle valve leaflet of a jellyfish valve using an insert molding technique. The jellyfish valve is an artificial valve developed at the University of Tokyo, and consists of the valve leaflet and a valve seat. The three types of molds for valve leaflets with different thickness (0.5 mm, 1.0 mm, and 1.2 mm) were made with an acrylic resin. A velour cloth was put inside each mold to ensure strength and durability. Two sets of molds were built; one with only suspended cell and another with both suspended cell and tissue fragments. Three types of molds were implanted under the skin of a goat. The performance and durability of jellyfish valves with tissue-engineered valve leaflets were assessed using a mock circulation circuit after the molds were extracted from the goats and the valve leaflets were fixed with formalin. Moreover, hematoxylin-and-eosin stained sections were observed. The results demonstrated that the valve leaflets covered with connective tissues have sufficient performance and durability of more than one month. In conclusion, we made a tissue-engineered circle valve leaflet with enough strength and durability to be used as heart valves in vivo using the insert molding technique.

**Keywords:** insert molding technique, in vivo, tissue, jellyfish valve.

### 1. はじめに

現在, 人工臓器に使用されている主な材料には, 人工材

料と生体由来材料がある。人工材料は強度と耐久性に優れており, 生体適合性についても改良されつつあるが生体由来材料には未だ及んでいない。一方, 生体由来材料を使用した人工臓器では生体外で足場材料に細胞を播種し, 培養後に生体内へ戻すという手法が取られている。この手法では, 感染の危険性があり取り扱いが困難である。さらに, 生体由来材料を使用した人工臓器は, 強度及び耐久性が不足している, 成型が困難であるという問題がある。

本研究の最終目標は, 十分な強度と耐久性を有し, 意図した形状を構築可能な生体材料を生体内で組織工学的に作成する手法の実現である。この目標を達成する方法として, 工業的な成型法であるインサート成型法に着目した。インサート成型法とは, 金型内にインサート品を入れ, 樹脂を注入してインサート品を包んで固化させ, 一体化した複合部品を作成する方法である。生体内でインサート成型

2007年4月20日受付, 2007年9月18日改訂, 2007年10月26日再改訂

Received April 26, 2006; revised September 18, 2007, October 26, 2007.

\* 北里大学大学院医療系研究科

Graduate School of Medical Science, Kitasato University

\*\* 東京大学大学院医学系研究科医用生体工学

Department of Biomedical Engineering, University of Tokyo

\*\*\* 東京大学先端科学技術研究センター

Research Center for Advanced Science and Technology, University of Tokyo

† 東北大学 TUBERO

TUBERO, Tohoku University



図 1 下流側から見たジェリーフィッシュ弁  
Fig. 1 Membrane side of the jellyfish valve.

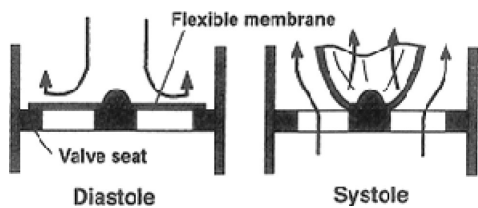


図 2 ジェリーフィッシュ弁の駆動様式  
Fig. 2 Mechanism of the jellyfish valve.

を行う (以下, 生体内インサート成型法) ことで, 1) 骨格となるインサート品と生体由来の組織が一体化するため強度と耐久性を有した生体材料を作ることができる, 2) 型の形状を変更することで意図した形状に生体材料を成型することが可能となる, という利点があると考えた. 生体内インサート成型法により作成された生体材料は, 人工材料などのインサート品が生体由来の組織で覆われるので, 生体適合性を有することが期待される.

本研究では, 人工弁であるジェリーフィッシュ弁 (図 1) の弁葉を生体内インサート成型法で作成することを目的とした. ジェリーフィッシュ弁は, 1987 年に東京大学の井街らによって開発された人工心臓用の人工弁であり, 円形の弁座中央の上に薄い高分子膜の弁葉が固定された単純な構造である [1, 2]. 図 2 にジェリーフィッシュ弁の動作原理を示す. ジェリーフィッシュ弁の弁葉は形状, 構造がともに単純である. 現在までに, 国立循環器病センター研究所, 京都府立医科大学の林田らにより, 2006 年に本研究と類似した方法で人工弁が作成されている. 林田らの研究では, 型にシリコン, 足場材料にウレタンを使用し, ウサギの体内で作成された [3]. 本研究では型の材料にアクリル, インサート品にベロア生地を使用しヤギの体内でジェリーフィッシュ弁を作成した. また, 作成した弁葉の弁機能と耐久性の評価, およびヘマトキシリン・エオジン染色法 (以下 H. E. 染色法) で染色した弁葉の標本の観察を行った.

## 2. 実験方法

### 2.1 弁葉作成実験

まず弁葉の型を作成し, ヤギ皮下に一定期間埋め込むこ

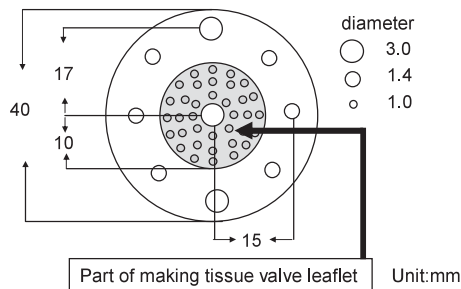


図 3 型の設計  
Fig. 3 Design of the mold.

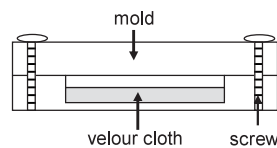


図 4 組み立てた型の断面  
Fig. 4 Cross section of built mold.

とにより, 生体内インサート成型が可能かどうかを調べた. 図 3 に弁葉を作成するための型の設計を示す. 型は 2 枚 1 組でアクリルにより作成し, 2 枚の型の中央部分に生体からの栄養供給を目的とした穴を開けた. インサート品には, ジェリーフィッシュ弁の弁葉として機能するのに十分な柔軟性を有すること及び組織との結合が良いことが要求されるため, ベロア生地を使用した. ベロア生地における組織の生育を促進するために, 型を埋め込むヤギの皮下結合組織を採取し細かくした後生理食塩水に入れて細胞浮遊溶液を作成し, ベロア生地に浸漬させた. 本研究では 2 回実験を行い, 1 回目は細胞浮遊溶液のみを浸漬させたベロア生地を使用し, 2 回目は細胞浮遊溶液を浸漬させたベロア生地に採取した結合組織片を播種した. 2 枚の型の間にベロア生地を装填し, ネジで固定した (図 4). 本研究では, 0.5 mm, 1.0 mm, 1.2 mm の厚さの弁葉を作成するために 3 種類の型を作成した. 2 回の実験ともに 3 種類の型をヤギ皮下に埋め込み, 一定期間経過後に型の取り出しを行った.

### 2.2 弁機能評価実験

ヤギ体内から取り出し後すぐに, 作成された弁葉を取り付けたジェリーフィッシュ弁が弁として機能するかを評価した. ジェリーフィッシュ弁の弁座には, 高分子膜弁葉と同じ弁座を使用した. 評価は図 5 に示した評価用模擬循環回路で行い, 流体には水道水を使用した. 評価対象となる弁は, ポンプ流出側に組み込んだ. ポンプはゼオン社製東大型の補助人工心臓用ポンプ (空気駆動, サック型, 拍動流) [4, 5] を用い, ポンプ流入口にビョルク・シャイリー弁 (以下 BS 弁) を設置し, ポンプ流出口には弁を設置しなかった. ポンプの流入側・流出側の流速を電磁血流量計 (日本光电: MFV-3200) で, 評価対象弁の前後圧を圧センサ

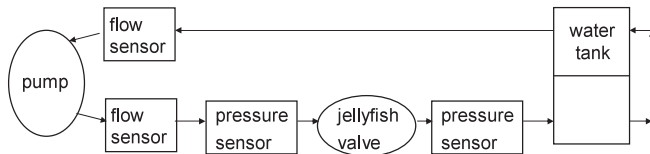


図5 評価用模擬循環回路

Fig. 5 Circuit for evaluation of the jellyfish valve with the valve leaflet of tissue.

(日本光電: ライフキット) で計測した。計測データはAD変換器 (バイオリサーチセンタ: PowerLab16/30) を介してノートパソコンに記録した。

弁機能の評価は、評価対象弁の動作タイミングと逆流量の2点から行い、この2点に関してBS弁と比較した。動作タイミングはポンプ流入側・流出側の流速波形と評価対象弁の前後圧波形とが同期しているかを確認した。ポンプ流出側の10周期分の流速波形からマイナス成分を1周期ずつ時間積分し、1周期あたりの平均量を逆流量として算出した。

### 2・3 耐久試験

耐久試験は、生体内インサート成型により作成された弁葉が長期間の動作に耐えることができるかを確認するために行った。弁機能評価実験と同じ回路を使用し、同じ項目を計測、記録した。耐久試験は、弁葉作成実験1回目、厚さ1.0 mmのホルマリン固定された弁葉で行った。開始から1週間は流速を流入側平均約0.3 L/min、流出側平均約0.2 L/minとし、低流量で循環させた。1週間までの結果から、1週間以降は大動脈弁を模擬するために、ポンプの流出側流速を平均約2.0 L/min、弁後方圧を平均約100 mmHgとし、生理食塩水循環で行った。

耐久試験の評価は、弁機能を有し続けているか、弁葉に損傷が無いかの2点で行った。弁機能の有無については目視で弁葉動作を観察するとともに、記録波形を弁機能評価実験における動作タイミングにより確認した。弁葉の損傷は、一定時間ごとに弁葉を回路から取り出し、弁葉表面をデジタルマイクロスコープ (KEYENCE社製) で観察、撮影することにより評価した。

### 2・4 組織観察

組織観察は、作成された弁葉の組織の特定、弁葉内部の観察、及び弁葉作成実験1回目と2回目の弁葉に違いがあるかを確認するために行った。組織観察には、最も厚い1.2 mmの弁葉を使用した。弁葉を半分に切断し、さらに1/3ずつに切断し標本を作製した。染色法はH.E.染色法とした。染色した弁葉を光学顕微鏡 (OLYMPUS: AX07) で観察した。

## 3. 実験結果

### 3・1 弁葉作成実験

第1回目の実験は58日間、第2回目は42日間のヤギ体

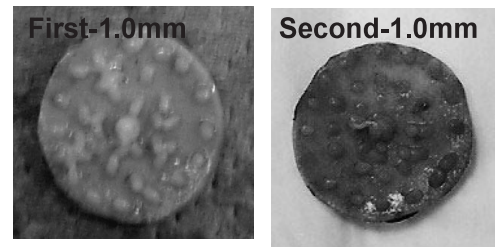


図6 取り出した弁葉

Fig. 6 Valve leaflets made in the experiment, the molds were taken out of the goat.

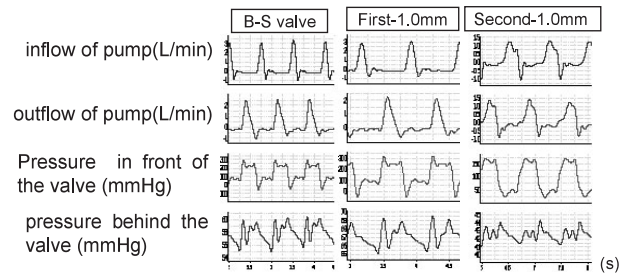


図7 各弁の流量・圧力波形

Fig. 7 Pressure and flow waveform recorded when each valves.

内への埋め込みを行った。第1回目、第2回目の実験において取り出した弁葉をそれぞれ図6に示す。埋め込み期間中及び取り出し時に皮膚や皮下組織に炎症などの異常は認められなかった。また、2回の実験で埋め込んだ6個の厚さの異なる全ての型内に、ペロア生地を組織が完全に覆った弁葉ができていた。取り出された弁葉は、ほぼ型通りの厚みに作成されていた。弁葉とヤギの皮下組織は、型に開けた穴を通じて強く結合していた。弁葉表面には、型に開けた穴の影響と思われる凹凸の組織ができていた。

### 3・2 弁機能評価実験

まず、評価対象弁の動作タイミングについて述べる。比較対象としたBS弁の記録波形、弁葉作成実験第1回目、第2回目の評価対象弁の記録波形を図7に示す。計測結果から、ポンプ流入側・流出側の流速波形から分かるポンプ収縮期において弁前方圧が上昇し、弁後方圧が低下しており、拡張期には弁前方圧が低下し、弁後方圧が上昇していることが分かった。つまり、評価対象弁はポンプの拍動に同期して動作していると言える。また、全ての評価対象弁でBS弁と類似した記録波形が得られた。

次に、逆流量について述べる。図8に弁前後での逆流量を示す。その結果、弁葉作成実験1回目1.2 mmの弁葉を取り付けたジェリーフィッシュ弁を除く全ての弁で、BS弁より逆流量が少ないという結果が得られた。

以上から、生体内インサート成型で作成された弁葉のジェリーフィッシュ弁は弁機能を有していると言える。

### 3・3 耐久試験

1ヶ月間の耐久試験を行った。試験中、記録した波形に



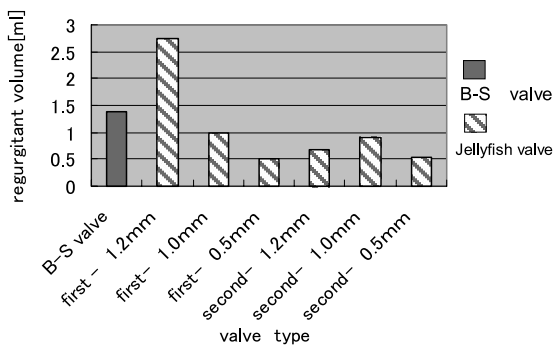


図 8 各弁の逆流量

Fig. 8 Regurgitant volume for each valves.

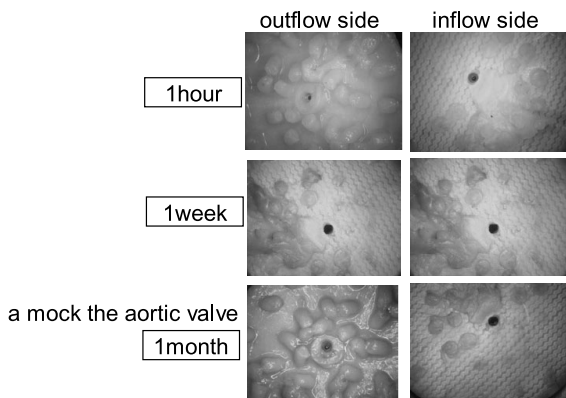


図 9 耐久試験中の弁葉表面

Fig. 9 Surface of the valve leaflet during the endurance test.

は弁機能が失われたと思われる変化は見られなかった。また、目視により確認した弁葉の動作にも変化は見られなかった。よって、耐久試験の最後まで作成された弁葉のジェリーフィッシュ弁は弁機能を有していたと言える。

次に、各時間で撮影した弁葉表面の写真を図 9 に示す。弁葉表面の凹凸部分に長期間の動作による汚れがついているが、ペロア生地を覆っている組織に損傷は無かった。

以上から、ホルマリン固定をした状態であるが、作成された弁葉のジェリーフィッシュ弁は 1 ヶ月以上の動作が可能ということが分かった。

### 3・4 組織観察

図 10 に弁葉作成実験第 1 回目、第 2 回目で作成された弁葉の標本を光学顕微鏡で撮影した写真を示す。観察の結果、ペロア生地内部にもしっかりと組織ができていることが分かった。ペロア生地内部及びペロア周囲の組織中には扁平に伸びた細胞が挟まっており、ヤギの皮下結合組織と類似していることから結合組織であると言える。また、ペロア生地がない部分の組織はペロア生地部分の組織と比較して密であり、ペロア生地部分とペロア生地のない部分では組織のつき方にはっきりと違いが見られた。

弁葉作成実験第 1 回目と第 2 回目の弁葉には、外側の目視観察でも、内部の観察でも違いは見られなかった。よって、弁葉作成実験においてペロアに細胞浮遊溶液を浸漬さ

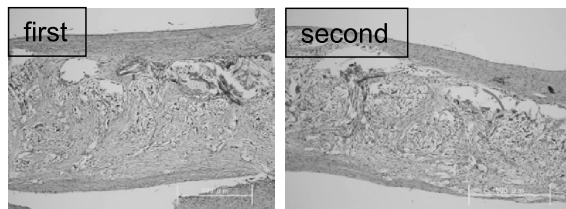


図 10 H. E. 染色した弁葉

Fig. 10 The sections of valve leaflets stained hematoxylin-and-eosin.

せていれば組織片を入れなくても組織はできるということが分かった。

## 4. 考 察

ヤギ皮下に埋めた全ての型で弁葉が作成できた。作成された弁葉は弁機能を有しており、耐久性についても十分な可能性を示した。今後以下に述べる課題について研究を進め、複雑な形状なもの、必要な強度や耐久性に応じた組織でインサート品を覆うことができるようになれば、生体内インサート成型法は様々な人工臓器に使用可能になると考ええる。

ジェリーフィッシュ弁は人工心臓に弁を継ぎ目なく装着できる弁である [1, 2]。ジェリーフィッシュ弁が開発される前は人工心臓に機械弁を取り付けていたが、人工心臓と弁輪の継ぎ目に血栓ができることが問題であった。今後、生体内インサート成型法により人工心臓の外部及び内部、弁を生体由来の組織で覆われた、生体適合性を完全にクリアした人工心臓が作成できるであろう。そのためにも、本研究で作成した弁葉の血液適合性について検討することが今後の課題であると考えている。また、人工心臓用の人工弁だけでなく弁置換用の人工弁にも応用できる。現在の人工弁は、機械弁と生体弁がある。機械弁では、感染や血栓弁を起こさなければ半永久的な耐久性を有している。しかし、血栓弁を起こさないためにワーファリンを服用するなどの抗凝固療法の併用が必要となる [6, 7]。一方、生体弁は必ずしも抗凝固療法を必要としないが [6]、耐久性が 10 ~ 20 年程度であり再置換が必要となる。生体内インサート成型法で弁置換用の人工弁を作成できれば、耐久性と生体適合性を両方持つ人工弁となり、再置換や抗凝固療法などの問題解決につながると考えられる。

### 4・1 インサート品

作成された弁葉は組織がペロア生地を覆い、長期間の耐久試験において弁機能を失わず、損傷もなかった。この結果から、ペロア生地はジェリーフィッシュ弁の弁葉のインサート品として十分な機能を有していたと考えられる。

2 回の弁葉作成実験で埋め込んだ、全ての型でペロア生地が組織に覆われた弁葉が得られた。ペロア生地を覆っていた組織は結合組織であったが、ペロア生地部分は疎、ペロア生地のない部分は密であった。このことから、ペロア

生地部分は疎性結合組織，ペロア生地のない部分は密性結合組織であると言える。疎性結合組織は，膠原線維と若干の弾性繊維がまばらに不規則な方向に走っており，その中に線維芽細胞などが含まれている。体の諸構造をゆるくつなぎとめている組織で，血管や神経周囲，皮膚や粘膜，腺周囲など全身に広く分布している。また，密性結合組織は，膠原線維の束が密に配列しており，その束の中に線維芽細胞が扁平に伸ばして挟まっている。機械的な強いけん引に耐えることができる強い組織であり，線維の配列が交錯している組織は皮膚や真皮，配列が規則正しい組織は腱や靭帯，二次元的に広がる膜としては筋膜や腱膜に分布している[8]。本研究では，インサート品としてペロア生地を使用した。ペロア生地部分に疎性結合組織ができたのは，生体で血管や神経の周囲に疎性結合組織が分布しているのと同様に，ペロア生地の繊維の周囲に疎性結合組織ができたと考える。また，ペロア生地のない部分は，創傷治癒と同様で，自然の修復作用によって組織ができたと考えられる。創傷治癒では，損傷部位に規則的に配列した膠原線維ができ，やがて癒着して治癒へ向かう[9]。型を生体内に埋め込んだとき，型内の空間は損傷部位にあたり，それを埋めるために修復作用が働いたと考えられる。よって，規則的に配列した膠原線維である密性結合組織ができたと考える。弁葉の内側が疎性結合組織であることにより柔軟性ができ，さらに外側を機械的なけん引に耐えられる強い密性結合組織が覆っていることにより，弁葉表面が弁座にぶつかることで生じる損傷を防いでいると考えられる。

作成された弁葉は，意図した形状であり，本研究での生体内インサート成型の方法は妥当であったと考えられる。ただし，細胞浮遊溶液の使用については検討の必要があると考える。本研究では，よりインサート品であるペロア生地に組織が作成されやすい環境を作ることを優先させ細胞浮遊溶液を使用した。細胞浮遊溶液を使用しなくても弁葉が作成されれば，実験手順を単純化することができ，さらに皮下結合組織の採取が不要となるため侵襲を軽減することができる。よって，細胞浮遊溶液を浸漬させていないペロア生地を入れた型を再度埋め込み，細胞浮遊溶液の必要性について検討する必要があると考える。

本研究で作成したジェリーフィッシュ弁の弁葉は高分子膜弁葉と比較して，弁葉の動きが硬かった。この原因は，インサート品であるペロア生地の繊維の網目に沿って弁葉が動いたのではないかと考えている。よって，インサート品に布を用いるなら，より網目の細かいものが適していると言える。ペロア生地はインサート品として十分な機能を持っているが，より良い弁葉を作成するためにインサート品の検討を今後も行う必要があるだろう。また，インサート品については，組織で覆われるまでにかかる時間や，覆われ方についても今後調べることが必要であると考えられる。

#### 4・2 最適な弁葉の厚さ

弁葉作成実験第1回目の厚さ1.2 mm以外の弁葉ではBS弁よりも逆流量が少ないという結果が得られた。よって，本研究で作成した弁葉は逆流量においてBS弁と同等もしくは良いという結果であったと考えられる。

逆流量が発生した原因として，弁閉鎖時のポンプ流出側流速が関係していると考えられる。本研究で作成された弁葉の弁閉鎖時の流出側流速は，厚い弁葉ほど速かった。このことから，厚い弁葉は弁閉鎖時に弁座との間に隙間があり，弁座に密着するような柔軟性が欠けているということが言える。このことは，厚さ0.5 mmの弁葉が最も逆流量が少なかったこととも一致している。よって，逆流量から考えると厚さは薄いほうが良いということが言える。

#### 4・3 耐久試験

長期間の動作において，弁機能に影響を与えるような弁葉の損傷はなかった。弁葉の上流側は，表面に作成された凹凸の組織の一部が開始から1時間で反対側付近へ集まっているような変化があった。この原因は，上流側の弁葉表面が弁座のスポークにぶつかることによる影響が考えられる。一方，弁葉の下流側表面は時間が経過するにつれ凹凸の組織が中央へと倒れるような変化があった。これは，弁葉が開くときの折れるような動きの影響だと考えている。上流・下流側とも凹凸の組織以外では組織の変化は見られなかった。凹凸の組織に変化が見られたことから，長期間の動作で凹凸の組織がはがれる可能性が考えられる。よって，型の弁葉作成部分に開けた穴を減らす，またはふさぐなどの型の改良により，凹凸の組織ができるだけ少ない弁葉を作成する必要がある。

1ヶ月の動作中に実験条件として大動脈弁模擬という厳しい状況があったにもかかわらず，弁葉の上流側，下流側ともに凹凸の組織以外で損傷は見られなかった。ホルマリン固定した状態だが，1ヶ月以上の動作が可能であったということは，本研究で作成した弁葉が強度と耐久性を有している可能性も十分に考えられる。よって，今後ホルマリン固定をしない状態でさらに長期の耐久試験を行う必要があると考える。また，血液中での耐久試験を行い弁葉の血液適合性および弁葉の損傷についても調べる必要がある。

## 5. 結 論

本研究で行った2回の弁葉作成実験で作成された弁葉は，形状，厚みの両方が意図したものであり，耐久性についても十分な可能性を示した。この結果から，生体内インサート成型法は型が構築可能な形状であれば，自由な形状の生体材料を作成することができると考えられる。

## 文 献

1. Imachi K, Mabuchi K, Chinzei T, Abe Y, Imanishi K, Yonezawa T, Kouno A, Ono T, Nozawa H, Isoyama T, Atsumi



- K, Fujimasa I: Fabrication of a Jellyfish Valve for Use in an Artificial Heart. *ASAIO journal*. **38**: M237-M242, 1992.
2. Yusuke Abe, Tsuneo Chinzei, Takashi Isoyama, Toshiya Ono, Shuich Mochizuki, Itsuro Saito, Peter Guba, Tatro Karita, Yan Pin Sun, Akimasa Kouno, Takafumi Suzuki, Kazunori Baba, Kunihiko Mabuchi, Kou Imachi: Present Status of the Total Artificial Heart at the University of Tokyo. *Artificial Organs*. **23** (3): 221-228, 1999.
  3. Kyoko Hayashida, Keiichi Kanda, Hitoshi Yaku, Joji Ando, Yasuhide Nakayama: Development of an in vivo tissue-engineered, autologous heart valve (the biovalve): Preparation of a prototype model. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. **134** (1): 152-159, 2007.
  4. Sato N, Mohri H, Sezai Y, Koyanagi H, Fujimasa I, Imachi K, Atsumi K, Nitta S, Miura M: Multi-institutional evaluation of the Tokyo University Ventricular Assist System. *ASAIO Transactions*. **36** (3): 708-711, 1990.
  5. Takano H, Nakatani T: Ventricular assist system: experience in Japan with Toyobo pump and Zeon pump. *The Annals of Thoracic Surgery*. **61** (1): 317-322, 1996.
  6. 筏 義人: 生体材料工学. 産業図書株式会社, 東京, 2005, pp. 149-150.
  7. 小野哲章, 峰島三千男, 堀川宗之, 渡辺 敏: 臨床工学技士標準テキスト. 金原出版株式会社, 東京, 2004, p. 547.
  8. 牛木辰男: 入門組織学. 南江堂, 東京, 1994, pp. 43-44.
  9. 京都府立医科大学呼吸器外科 原田憲一: 創傷治癒とサイトカイン.  
<<http://www13.plala.or.jp/thoraco/homework/0002.html>>  
[accessed April 19, 2007]

#### 岸 亜由美 (キシ アユミ)

2007 年 3 月北里大学医療衛生学部医療工学科臨床工学専攻卒業. 同年 4 月同大学大学院医療系研究科修士課程入学. 主な研究領域は医用生体工学.

日本生体医工学会の会員.



#### 磯山 隆 (イソヤマ タカシ)

昭和 61 年東京大学工学部機械工学科卒業, アイシン精機(株)入社. 平成 7 年東京大学大学院工学系研究科先端学際工学専攻博士課程修了, 博士(工学). 平成 10 年同大学先端科学技術研究センター助手, 平成 14 年同大学大学院医学系研究科医用生体工学講座講師. 主な研究領域は, 人工心臓を中心とする人工臓器, 宇宙医学等.

日本生体医工学会, 日本人工臓器学会, 日本航空宇宙学会などの会員.



#### 齋藤 逸郎 (サイトウ イツロウ)

平成 12 年東京大学大学院工学系研究科電子情報工学専攻博士課程修了, 博士(工学). 同年同大学先端科学技術研究センター中核の研究機関研究員, 平成 13 年同大学大学院医学系研究科医用生体工学講座助手, 平成 14 年同大学先端科学技術研究センター助手, 平成 19 年同大学先端科学技術研究センター特任助教, 現在に至る. おもな研究領域は人工心臓を中心とする医用工学など.

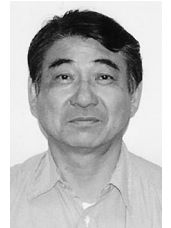
日本生体医工学会, 日本人工臓器学会, 人工知能学会などの会員.



#### 河野 明正 (コウノ アキマサ)

法政大学法学部二部法律学科, 昭和 49 年 3 月卒. 昭和 44 年 4 月東京大学医学部附属医用電子研究施設文部技官, 平成 16 年 4 月東京大学大学院医学系研究科技術専門員. 東京大学大学院医学系研究科医用生体工学講座生体機能制御分野, 技術専門員. 専門研究分野は, 医用生体工学, 医用レーザー, 医用温熱画像.

日本生体医工学会, 日本レーザー医学会, レーザー学会, 日本サーモロジー学会の会員.



#### 小野 俊哉 (オノ トシヤ)

昭和 58 年専修大学経済学部(二部)経済学専攻卒業. 昭和 53 年東京大学医学部附属医用電子研究施設文部技官, 平成 16 年東京大学大学院医学系研究科医用生体工学生体機能制御学分野技術専門職員. 主な専門分野は, 医用生体工学.

日本生体医工学会, 日本人工臓器学会の会員.



#### 杉野 礼佳 (スギノ アヤカ)

2004 年東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科医歯科学専攻修士課程修了. 2005 年東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻博士課程入学. 主な研究領域は生化学等.

日本生体医工学会, 日本人工臓器学会の会員.



#### 光宗 倫彦 (ミツムネ ノリヒコ)

平成 14 年東京大学工学部システム創成学専攻卒業, 平成 16 年同大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻修士課程修了, 平成 19 年同大学大学院工学系研究科先端学際工学専攻博士課程修了, 博士(工学). 平成 19 年株式会社インクス入社. 主な研究領域は, 人工心臓ポンプの数値流体力学解析, 高速・高精度加工技術等.



## 山口 さち子 (ヤマグチ サチコ)

平成 14 年筑波大学第二学群生物資源学類卒業。平成 16 年東京大学大学院医学系研究科医学修士課程修了。平成 16 年より東京大学大学院医学系研究科医学博士課程に在籍。主な研究領域は、パルス磁場による癌治療等。



日本生体医工学会, Bioelectromagnetics Society (生体電磁学会) などの会員。

## 時 偉 (シ ウエイ)

2002 年中国寧夏大学臨床医学系卒業。2006 年 4 月東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻博士課程入学。主な研究領域は医用生体工学。



日本生体医工学会の会員。

## 井上 雄介 (イノウエ ユウスケ)

北海道大学大学院情報科学研究科, 修士課程 2007 年修了, 2007 年東京大学大学院医学系研究科, 博士課程入学。主な研究領域は人工心臓を中心とした人工臓器, 再生医療における血管新生, 微小循環等。



日本人工臓器学会会員。

## 中川 英元 (ナカガワ ヒデモト)

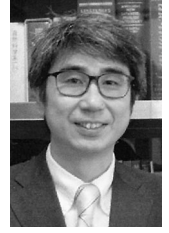
昭和 53 年トロント大学大学院博士課程 (電子工学) 終了, Ph.D.. 昭和 54 年 (株) 平間理化研究所入社。平成 5 年横浜国立大学工学部客員助教授。平成 14 年東京大学先端科学技術研究センター客員研究員。化学センサ, バイオセンサの研究に従事。



主な所属学会 日本分析化学会, 日本化学会, 電気化学会, 化学センサ研究会。

## 阿部 裕輔 (アベ ユウスケ)

昭和 59 年弘前大学医学部卒業, 日本大学第 2 外科学教室で外科研修, 昭和 62 年東京大学医学部付属医用電子研究施設助手, 平成 11 年東京大学大学院医学系研究科医用生体工学講座助教授, 平成 19 年同准教授, 人工心臓やレーザー医学など主として医工学治療技術の研究開発に従事, 博士 (医学)。



日本生体医工学会, 日本人工臓器学会, 日本レーザー医学会などの会員。

## 井街 宏 (イマチ コウ)

昭和 43 年京都大学大学院工学研究科機械専攻修士課程修了。昭和 43 年日立化成工業 (株) 入社。昭和 47 年東京大学医学部医用電子研究施設 助手, 昭和 62 年同助教授, 平成 5 年同教授, 平成 10 年東京大学大学院医学系研究科医用生体工学講座教授。平成 16 年東京大学名誉教授。平成 16 年東北大学先進医工学研究機構教授現在に至る。専門は医用工学, 人工臓器学 (人工心臓, 人工弁), 医用材料学等。医学博士。



米人工臓器学会, 欧州人工臓器学会, 国際定常流ポンプ学会, 日本生体医工学会, 日本人工臓器学会, 日本バイオマテリアル学会, 日本再生医療学会等の会員。

## 野城 真理 (ノシロ マコト)

昭和 44 年東京大学工学部電気工学科卒業, 富士通 (株) 入社。昭和 47 年東京医科歯科大学医用器材研究所入所, 昭和 57 年助教授に昇任。平成 7 年北里大学医療衛生学部医療工学科臨床工学専攻教授。昭和 56~57 年英国ストラスクライド大学生体工学研究施設に留学。呼吸系の計測制御, インピーダンス計測による生体情報解析, 網羅的遺伝子発現解析に関するバイオインフォマティクスなどの研究に従事。工学博士。



日本生体医工学会, 電子情報通信学会, 計測自動制御学会, 生活支援工学会, ライフサポート学会, IEEE の会員。