

Fig.2 Division proposed for regional surface of the heart

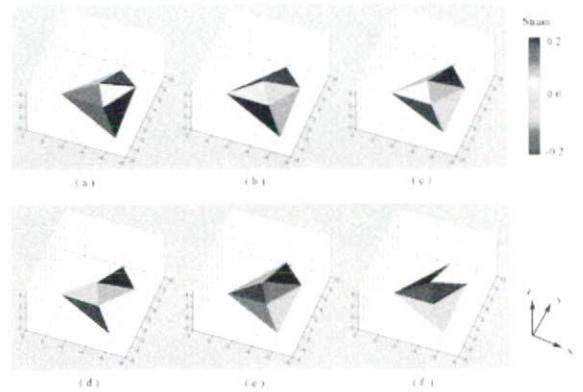


Fig.3 Regional strain and three-dimensional expression

III. RESULTS

A. Displacements of local points

Fig.4 shows the movement at five specific anatomical points under the cases of the normal pulsatile and of the vasopressor injection. In the normal state, each point varied periodically at a constant frequency. On the other hand, in the state of vasopressor injection, the movement of each point was nonperiodic. It was found that the arrhythmia was provoked. The distance between the apex and A1 was getting closer, however, the positions of B1 and B2, both of which are located on left ventricle, did not change much from left atrium.

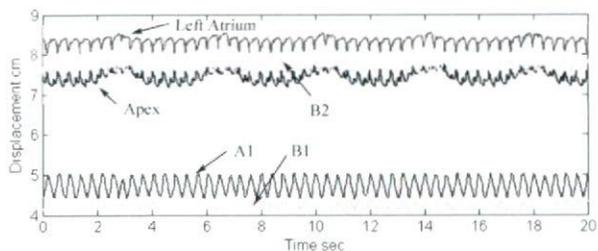
B. Regional myocardial contractile performance on surface

Fig.5 shows a distribution of myocardial strain of the heart surface. The strain changed from -0.2 to 0.2 periodically. The apex was approaching towards the septum and the left atrium was popping up against to the septum. The difference of strain was shown by colors. It enables us to

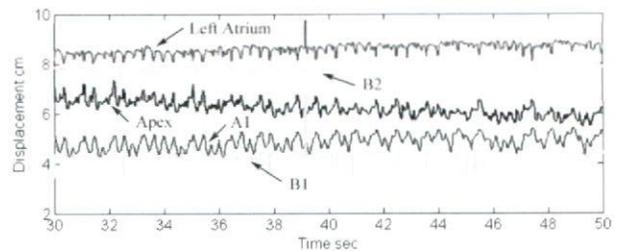
visually understand the contraction of cardiac muscle of the surface.

C. Comparison between displacement changes measure by a new approach and conventional hemodynamic data

Fig.6 shows following waveforms under the normal pulsatile condition: Displacements of five specific anatomical points, Calculated strain rate of each area, ECG, Aortic pressure and flow. It was found that all displacement and strain changes varied synchronously with ECG. It is known that apex, papillary muscle and tendinous chord move coordinatively and concentrically around the septum. This twisting motion accords to the anatomical images taken by ultrasonography. The largest movement of apex was noticed at the extent of strain, which exhibiting an actual movement of apex.



(a) Case of the normal pulsatile



(b) Case of the vasopressor injection

Fig.4 Sequential movement at five anatomical specific points: Septula is tentatively determined as a reference point

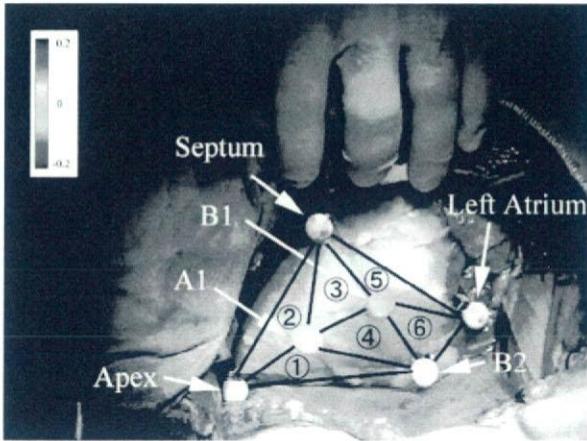


Fig.5 Visualization of distribution of myocardial strain of heart surface with colors

IV. DISCUSSION

Throughout the study, it was indicated that current optical location sensor could track the same specific points only to attach markers on the heart surface. This might be a promising method, but future work will be required to optimize the size, the number and the arrangement of markers. In the present system, markers were stitched onto the pericardium directly, but there is a possibility to eliminate markers to evaluate the heart function without physical contact, if a tendency of some relative changes between specific points can be quantified [6]. Of course, accumulation of present data using our new method must be required. Current method has not been able to measure the thickness of cardiac muscle, it will be possible based on the analysis of regional contractile data combined with anatomical, and ECHO data.

Nonetheless, the newly method will allow us to quantify the surgeons' skill and to support in the practical surgical field. For instance, it will provide effective dynamic parameters for the optimal control of the heart function externally in case of the usage of the ventricular assist device.

V. CONCLUSION

It is concluded that preliminary trials for the development of a surface measuring system were achieved as follows: 1) Heart surface deformation was obtained quantitatively by measuring the displacements of the anatomical points of cardiac muscular surface. 2) The differences of the displacements and phases were also observed among segments of heart surface under various circulatory conditions. 3) Strain changes in regional areas were calculated based on displacement changing data. 4) Strain change data was superimposed onto the video images of natural heart. It was helpful to understand a cardiac function visually.

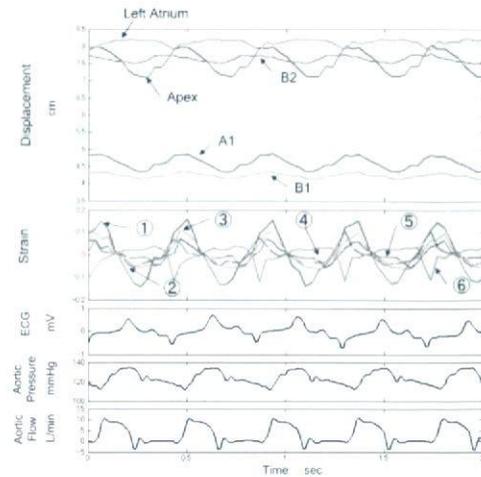


Fig.6 Comparison between displacement changes and hemodynamic data in goat

REFERENCES

- [1] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation," *IEEE Trans. Visual. Comput. Graphics*, vol. 5, pp. 62-73, Jan.-Mar. 1999.
- [2] S. F. F. Gibson, "Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining," *IEEE Trans. Visual. Comput. Graphics*, vol. 5, pp. 333-348, Jan.-Mar. 1999
- [3] I. F. Costa and R. Balaniuk, "LEM—an approach for real time physically based soft tissue," in *Proc. 2001 IEEE Int. Conf. Robotics and Automation*, 2001, pp. 2337-2343.
- [4] S. Suzuki, N. Suzuki, A. Hattori, A. Uchiyama, and S. Kobayashi, "Using Linked Volumes to Model Object Collisions, Deformation, Cutting, Carving, and Joining," *IEEE Trans. Med. Img.*, vol. 23, no.6, pp. 714-722, June. 2004.
- [5] R. Y. Tsai, "A versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Camera and Lenses," *IEEE Int. Journal on Robotics and Automation*, vol. 3, no. 4, pp. 323-344, Aug. 1987.
- [6] M. Uematsu, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Otake, S. Suzuki, M. Hayashibe, S. Kobayashi and A. Uchiyama, "A real-time data fusion system updating 3D organ shapes using color information from multi-dimensional cameras," *Int. Congress Series*, vol. 1268, pp.741-748, 2004

B117 形状記憶合金を応用した新しい心室収縮補助装置の開発

Development of a totally-implantable artificial myocardium using a shape memory alloy fiber

○ 永利潤(早大院生命理工) 伊藤慎二(早大院生命理工) 植松美幸(早大院生命理工) 田中隆(早大院生命理工)
正 梅津光生(早大院生命理工) 正 白石泰之(東北大加齢研) 関根一光(東北大加齢研) 金野敏(東北大加齢研)
西條芳文(東北大加齢研) 山家智之(東北大加齢研) 田中明(福島大) 吉澤誠(東北大情報シナジーセンター)
正 増本憲泰(日工大) 藤本哲男(芝浦工大) 本間大(トキコーポレーション)

Jun NAGATOSHI, Shinji ITOH, Miyuki UEMATSU, Takashi TANAKA, Mitsuo UMEZU, Major in of Integrative bioscience and Biomechanical Engineering, Graduate school of Waseda University, #58-322 3-4-1 Ohkubo, Shinjuku-ku, Tokyo, Yasuyuki SHIRAIISHI, Kazumitsu SEKINE, Satoshi KONNO, Yoshifumi SAJO, Tomoyuki YAMBE, Institute of Aging and Cancer, Tohoku Uni., Akira TANAKA, Fukushima Uni., Makoto YOSHIZAWA, Information Synergy Center, Tohoku Uni., Noriyasu MASUMOTO, Mechanical Engineering, Nippon Institute of Technology, Tetsuo FUJIMOTO, Mechanical Engineering, Shibaura Institute of Technology, Dai HOMMA, Toki corporation

Key words: artificial myocardium, shape memory alloy fiber, heart failure,

1. 緒言

重症心不全患者に対する治療として、現在補助人工心臓を用いた治療や心臓移植を最終手段とする外科的な治療方法が広く行われている。しかしながら人工心臓などを用いた補助循環においては、人工物に由来する合併症が大きな問題となっており、またドナー心臓の不足から心臓移植が一般的な治療とはなっていない。心不全の病態は本質的には心筋収縮力の低下に起因する血液拍出能力の減退にあることから、本研究では、形状記憶合金を応用した新しい人工心筋による循環補助装置の開発を行うことを目的とした¹⁾。Fig.1 にその概要を示す。補助を行う心臓より心電図を取得し、心臓の収縮と同期して、心室を取り囲んだ帯状の形状記憶合金を収縮伸張させて心室の収縮を補助する。

現在の心縮小法としては、ポリエステル性の伸縮性のある材料により心臓の外部より新たに包む方法やクリップ状の器具を用いて心室の内径を縮小する方法が用いられている²⁾。短期的には収縮機能の改善があるものの、長期的には拡張障害の問題が存在し、心臓のポンプ機能としては低下を示す。

本研究において開発する装置は、従来の静的に心臓の縮小を促す方法に対して、動的に心臓の外部より圧力を加えることにより、心臓の拡張を阻害せず、心機能の回復が期待できる。

2. 方法

2.1 構造と駆動方法

本研究では、駆動要素として形状記憶合金(トキ・コーポレーション, Biometal BMF100)を用いて、人工心筋を構成した。主要な仕様をTable1に、また試作した人工心筋装置の概要をFig.2に示す。開発した心室補助装置は人工心筋を10本並列接続とした構造とした。心室外壁に設置するため、電気的絶縁が必要であり、円筒状シリコンで各要素を被覆した。駆動回路構成は、直列に接続した2本を1組とした5組のユニットが並列接続され、直流通電によるジュール加熱により各ユニットが信号入力によって同時に収縮することが可能である。この心室補助装置はFig.1に示すがごとく胸腔心膜内で心室を取り囲むように設置され、あらかじめ心臓のサイズに応じて長さの調節を行う。

2.2 基礎特性試験

開発する心室補助装置システムの駆動要素である形状記憶合金の基礎的な特性を調べるため、Fig.3に示す試験装置を用いて通電加熱による収縮時の張力ひずみ特性を測定した。加熱は心室補助を想定して0.5Hzの周期で行い、また収縮抗力として2種類の引っ張りばね(1.7および4.1N/mm)に対してデータ取得を行った。負荷はロードセル(共和電業、

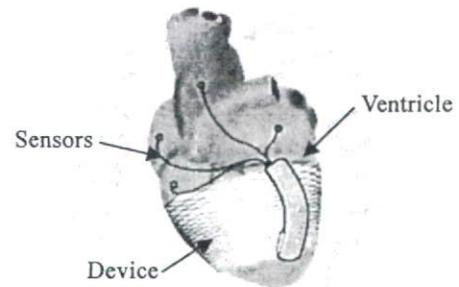


Fig.1 Schematic illustration of a concept of a totally-implantable artificial myocardium using a shape memory alloy fiber

Table1 An example of the specifications of artificial myocardium

Items	Values
Number of fibers	10
Diameter of each fiber	mm 0.10
Length of each fiber	mm 280
Weight of each fiber	mg 1.4

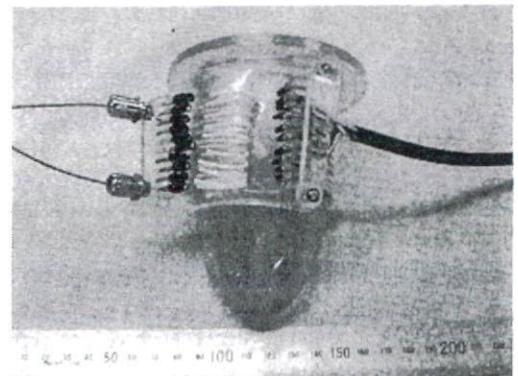


Fig.2 The artificial myocardium, which consisted of shape memory alloy fibers, and a silicone left ventricular model.

LUR-A-50SA1), ひずみ量はレーザ変位センサ (Keyence, LB-01)により計測し, データはA/D変換後PCにサンプリング周期 500Hzで記録した。

2.3 動物実験による血行力学的効果

開発した心室補助装置の血行力学的効果を調べるため, 健康山羊 (体重 50kg) を用いて動物実験を行った。麻酔開胸下で心電図データに基づく心室収縮信号に同期させ本装置を駆動させた。大動脈圧, 左心室圧, 肺動脈圧はポリグラフ (Fukuda, MCS-5000) により, また基部大動脈流量を超音波血流計 (Transonic systems, T430) により計測し, デジタルデータレコーダ (TEAC, LX-10) によりサンプリング周期 1.5kHzで記録した。なお, 本研究の動物実験は, 東北大学医学部動物実験倫理委員会及び東北大学加齢医学研究所動物実験倫理委員会の基準に則って審査, 承認の上行われた。

3. 結果および考察

3.1 張力-ひずみ関係

引っ張り抵抗負荷の異なる2種類の糸で取得された張力-ひずみ関係を Fig.4 に示す。変態による要素の最大ひずみは本実験の条件下では5%であり, また最大張力は28Nを示した。この結果から, 本システムの対象となる心不全状態では, これらのアクチュエータ収縮能力は有効であることが考えられた。

3.2 血行力学的効果

動物実験において, 非補助時 (生体心のみ) の拍動と人工心筋装置による補助時を比較した結果を Fig. 5 に示す。心電図データに基づく心室収縮信号に同期し, 生体心臓3拍に対して1回の補助を行った。人工心筋駆動により大動脈圧は収縮期末において4%上昇し, 大動脈基部流量から算出された心拍出量は約27%高値を示した。この結果は, 心不全状態において本システムが有効であることを示唆するものであると考えられた。

4. 結言

本研究では, 形状記憶合金を応用した人工心筋による心室補助装置の開発を行い, 基礎特性の取得と動物実験による心補助効果の評価を試みた。開発した人工心筋装置は5%程度の収縮が可能であったが, この値は健康安静時生体心室表面において計測される心筋の収縮率とほぼ同等であり, このことから, 本システムが心不全状態の心機能を補助することに有効であることが考えられた。動物実験においても, 血行力学的効果が得られたことから, 今後さらに開発を進め, 生体心臓の挙動と力学的整合性の高いシステムとして発展させるつもりである。

文献

- 1) Shiraishi Y, Nagatoshi J, Ito S, Yambe T, Umezumi M, et al.: Development of an artificial myocardium using a covalent shape-memory alloy fibre and its cardiovascular diagnostic response, Proc 27th IEEE-EMBS, CD-ROM, 2005.
- 2) 川口 章: 慢性心不全の volume reduction 手術, III-うっ血性心不全の治療戦略, 循環器 New Trends シリーズ 7 心不全治療への挑戦, 株式会社メディカルビュー社, p.94, 2003

謝辞

本研究およびその一部は, 厚生労働科学研究費補助金 (H17-ナノ-009), 文部科学省科学研究費補助金 (17790938), 医薬品副作用被害救済・研究振興調査機構 (02-1), 知的クラスター創成事業『岐阜・大垣地域「ロボティック先端医療」構想』(2004-37), 平成16年度 科学技術振興調整費戦略的研究拠点形成「先端科学と健康医療の融合研究拠点の形成」の援助のもと行われた。関係諸氏に感謝を表す。また, 動物実験においては, 東北大学加齢医学研究所菊地公男, 熊谷富男両氏の支援により行われた。深く謝意を表す。

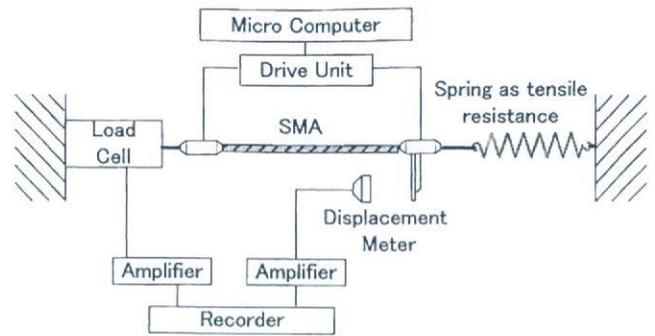


Fig.3 Schematic drawing of the measurement systems for the stress-strain characteristics of the shape memory alloy fibre.

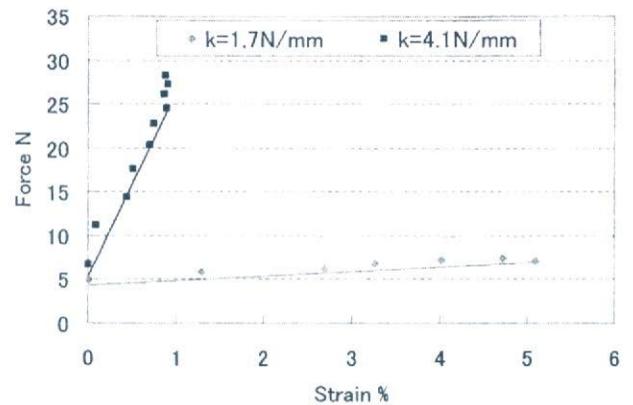
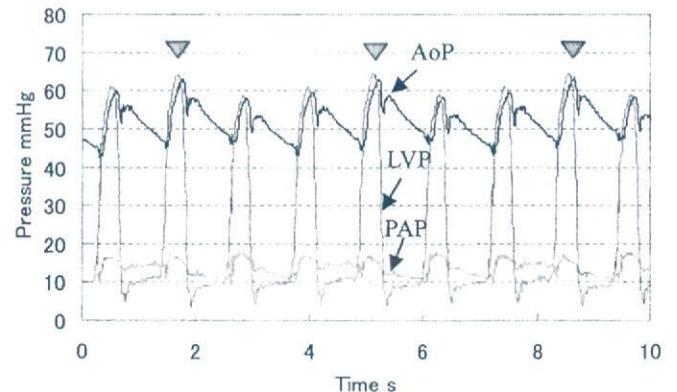
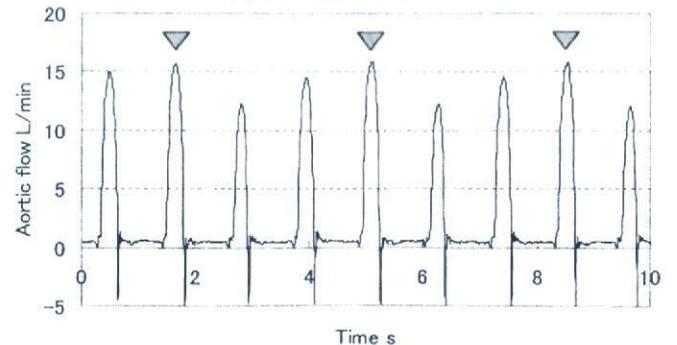


Fig.4 Stress-strain relationships obtained from the shape memory alloy fiber against different tensile resistance (k: spring constant for tensile resistance)



(a) Pressure waveforms



(b) Flow rate pressures

Fig.5 Changes in hemodynamic waveforms obtained in a goat; the arrows indicated the mechanical contractile assistance by the artificial myocardium developed.

REGIONAL MYOCARDIAL BEHAVIOUR ON CARDIAC SURFACE UNDER ARRHYTHMIC CONDITIONS

M.Uematsu¹, Y.Shiraishi², K.Sekine², T.Yambe², Y.Saijo²,
H.Ando¹, Y. Park¹, S.Takeda^{1,3}, K.Iwasaki^{4,5} and M.Umezu¹

¹Graduate School of Science and Engineering, Waseda University, Tokyo, Japan

²Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku University, Miyagi, Japan

³Nihon Kohden Corporation, Saitama, Japan

⁴Institute for Biomedical Engineering, Waseda University, Tokyo, Japan

⁵Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, USA

Email: miyuki@fuji.waseda.jp

Abstract: The authors have been developing a new evaluation method on cardiac function, which is based on surface measurement of the heart. With this system, an animal study was performed to examine heart function under a normal pulsating state and arrhythmic conditions. The physical data such as electrocardiogram, blood flow and pressure were simultaneously obtained and compared with this approach. It was found that there was a difference in displacements and phases from control to arrhythmia. With the physical data, it was confirmed that strain change in regional area was coincident with a contraction of natural heart. Moreover, the fusion images allowed us to understand the superficial strain of regional areas differs among the various heart functions visually. In the near future, this method will widely contribute to the clinical diagnosis of the patient.

Introduction

Generally, surgeons visualize the behaviour of the whole heart in their mind, by integrating the information of superficial and internal heart movement. Although the internal information of the heart can be captured as the structure and the movement by the echocardiography and as the pump function by the blood flow and pressure, the sequential changes of the surface configuration are qualitatively obtained as the surgeon's recognition. Therefore, the authors have attempted to measure the surface movement as the quantitative data. Besides, by corresponding it to the contractile patterns of the superficial myocardium, it is proposed that it may be considered as the evaluation indicators of the cardiac function [1].

This paper discusses the changes of the cardiac behaviours under the states from normal to arrhythmia by using the surface approach.

Materials and Methods

1. Preparation of animals

An anesthetized open-chest goat (weight: 51kg) was used for this experiment. Changes of the cardiac function

were examined under the state from normal to arrhythmia. Arrhythmia was provoked by the administration of an overdose of epinephrine (0.002mg/kg) for a goat.

2. Measurement System of Superficial Cardiac Function

Figure.1 shows the system overview. Figure 1-a shows the experimental setup. An optical 3D location sensor (*Stereo Labeling Camera, CyVerse Inc.*) was utilized to measure the sequential displacement of the anatomically specific position of the cardiac surface. Simultaneously, the operative field was shot by a digital video camera.

3. Marker Settings

This study aimed at measuring the contractile function on the left atrium (LA) and the left ventricle (LV). Cardiac surface was divided into regional areas based on the anatomical structure. Anatomical points were specified to track the individual movement. Figure 1-b shows the location of the reflective ball markers on the operative field.

4. Calculation of Cardiac Function of the Regional Areas on the Surface

The cardiac surface was divided into twelve triangle areas by selecting three points from all specific points (Figure. 1-c). The cardiac function was induced by the calculation of the area changes on each regional area.

According to previous work [2], the integral of wall tension with respect to the area of a specific wall region during one cardiac cycle, which is equal to the area with a wall tension regional area (TA) loop, gives mechanical work performed by the region

$$RW = - \int_{t_1}^{t_2} T \left(\frac{dA}{dt} \right) dt \quad (1)$$

where RW is regional work, t_1 is onset of systole, t_2 is end of diastole, T is wall tension per unit length in the thin wall model, dA/dt is rate of change in regional area.

Assuming that the wall tension T is constant in one cardiac cycle, T will be expressed as follows:

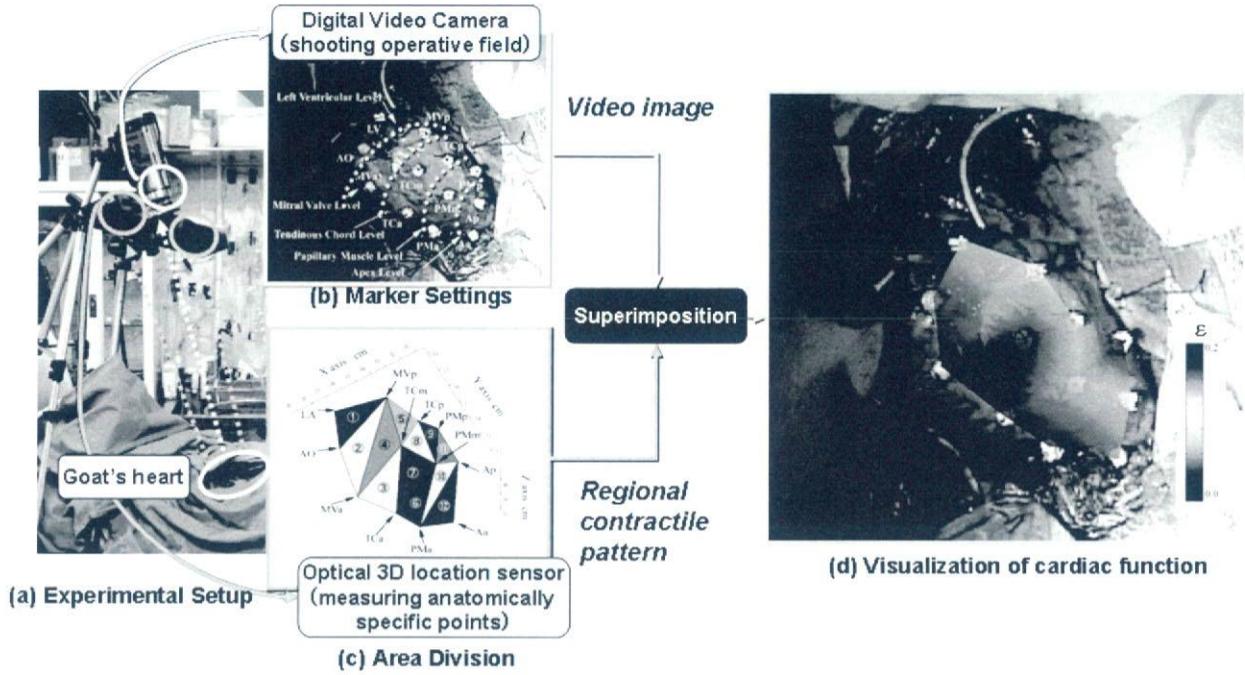


Figure 1. Data process of the evaluation system of cardiac function based on surface measurement

Twelve points were selected and reflective ball markers (diameter: 6mm) were stitched onto the myocardium as follows: one point of the first part of the aorta (AO), one point of the LA level (LA), two points of the mitral valve level (MVa, MVp), three points of the papillary muscle level (PMA, PMm, PMp), three points of the tendinous chord level (TCa, TCm, TCp), two points of the apex (Aa, Ap). It was successfully identified that these levels move concentrically around the septum by images obtained from echocardiography.

$$T = \bar{T} \quad (2)$$

$$\varepsilon = \Delta S / \bar{S} \quad (5)$$

Thus the expression (1) is lead to the expression (3).

$$RW = -\bar{T} \int_1^2 \left(\frac{dA}{dt} \right) dt \quad (3)$$

The equation (3) is applied to this surface measurement system. Here, dA/dt means rate of change in regional area. In order to eliminate the differences between the sizes of the regional areas, the following steps were adopted.

When S_i is the area of a regional triangle for any time, \bar{S} is the average of the S_i in one cardiac cycle, and ΔS_i is the difference between S_i and \bar{S} ,

$$\Delta S_i = S_i - \bar{S} \quad (4)$$

If the cardiac muscular surface doesn't change drastically, ΔS will be described as $\Delta S \ll \bar{S}$. Therefore, the strain of regional surface area ε is define as,

5. Visualization of Cardiac Function of the Regional Areas on the Surface

In this system, there are two coordinate systems such as the optical 3D location sensor and the video camera. Fusion images were produced by these coordinates were integrated. The contractile patterns were shown in colours with a reasonable degree of transparency. It can be extremely helpful to understand a cardiac function visually.

Results

Figure 2 shows the movement at twelve specific points from the baseline (the origin of the optical 3D location sensor) during changing states from normal to arrhythmia. It was found that there were three phases from normal to arrhythmia as follows: control, transition, and arrhythmia. About twenty second later than the administration of an overdose of epinephrine for a goat, the blood pressure was risen sharply, arrhythmia was provoked. It was concurrently observed that the heart moved strongly.

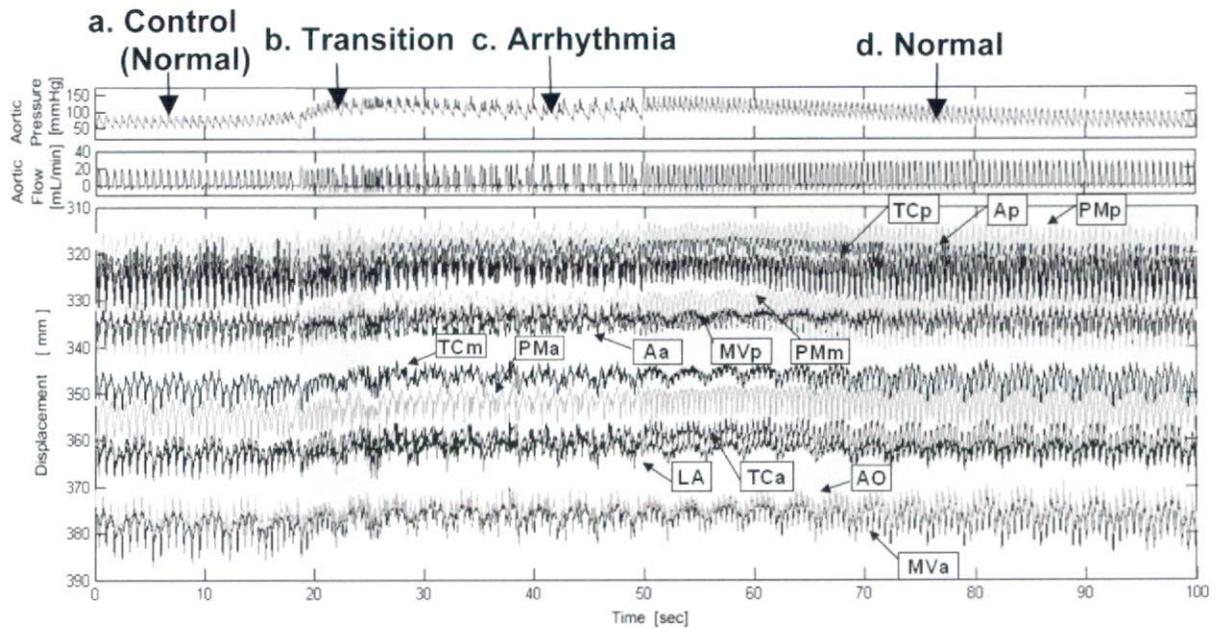


Figure 2. Displacement of the anatomically specific points from the baseline during the shift from normal to arrhythmia

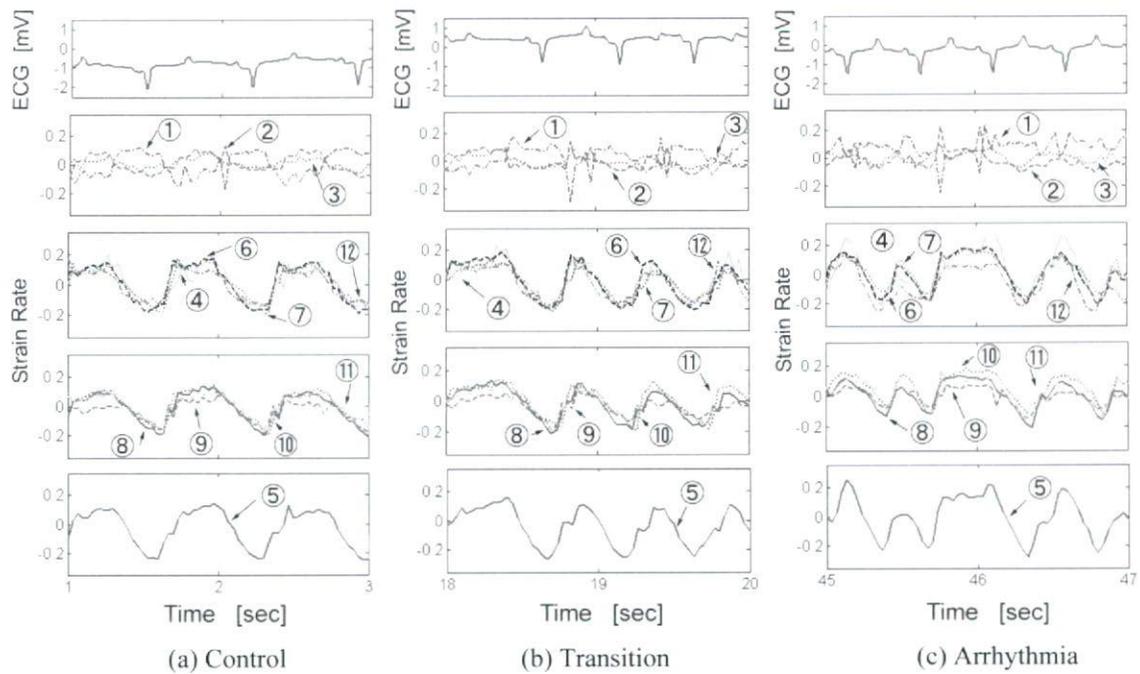


Figure 3. Sequential changes in the regional strain rate
The numbers (① - ⑫) shown in Figure 3 correspond to the ones of the areas in Figure 1-(c).

Figure 3 shows the strain rate and ECG in the three phases. In a normal state, each point varied periodically at a constant frequency in relation to pulsatile movement. It was considered that changes in the phase were transmitted from the septum to the whole heart. The results coincide with the conducting system of the heart.

Discussion

As regards to the evaluation of the myocardial contractile function in the regional area, there is an attempt to observe the regional wall motion by the sonomicrometry[8]. In this method, it needs that

ultrasound crystals were embedded into the inner heart, although the crystals were small enough. Therefore, it is hard to utilise for a clinical application. On the other hand, only with our method, it is unable to obtain inner information of the heart. However, it can be overcome by using conventional method such as echocardiography.

In this experiment, the intervals between markers were specified twice longer than the diameter of the markers to distinct them even if markers move closer each other. For twelve specific points, it was appropriate that the diameter of sphere marker was defined as 6 mm. If the surface is segmentalized in more detail, downsizing of the markers is needed; however, it is not practical method due to the changes of cardiac function. For clinical use, marker less measurement is expected. In particular, anatomically specific points such as branches of coronary are marked in colors and the contrast is enhanced against the background, the difference of colors is used instead of markers^[9]. Although the improvement in spatial and time resolution are current issues, they may be achievable in near future by the advancement of the resolution of image devices and /or the processing capacity of the computer.

Conclusions

It is found that there is a positive relationship between the cardiac function based on the surface measurement and the conventional understanding of the physiology. This method can provide the quantitative information during surgery. In the near future, it will widely contribute to the clinical diagnosis of the patient, when surgeons try to improve safety of the surgery.

Acknowledgement

This research was organized by Biomedical Engineering Research on Advanced Medical Treatment, Advanced Research Institute for Science and Engineering, Waseda University (05P29) and it was financially supported by Knowledge-Based Cluster Creation Project of MEXT : Advanced Robotic Medical Treatment Project (2004-37) and supported by Frontier Advanced Research Fund for private university (No.2001-F1) from the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

References

[1] M. Uematsu, Y. Shiraishi, K. Sekine, T. Yambe, Y. Saijo, Y. Park, H. Ando, T. Matsumoto, S. Takeda, K. Iwasaki, and M. Umezu (2005): 'An Innovative Approach to Evaluate a Cardiac Function Based on Surface Measurement', Proc of 27th Annl. Intl. Conf. of the IEEE EMBS, Shanghai

[2] Y. Goto, H. Suga, O. Yamada, Y. Igarashi, M. Saito, and K. Hiramori (1986): 'Left ventricular regional work from wall tension-area loop in canine heart', *American Journal of Physiology*, **250**, pp.151-158

T. Nakamura, K. Hayashi, J. Seki, S. Fukuda, H. Noda,

[3] T. Nakatani, H. Takano, and T. Akutsu (1993): 'Chronic Effects of a Cardiac Assist Device on the Bulk and Regional Mechanics of the Failed Left Ventricle in Goats', *Artificial Organs*, **17-5**: pp.350-361

[4] R. Azuma (1997): 'A survey of augmented reality', *Presence*, **6-4**: pp.355-385

[5] R. Azuma, Y. Baillet, R. Behringer, S. Feiner, S. Julier, and B. MacIntyre (2001): 'Recent advances in augmented reality', *IEEE Computer Graphics and Applications*, **21-6**, pp.34-47

[6] H. Tamura, H. Yamamoto, and A. Katayama (2001): 'Mixed reality: future dreams seen at the border between real and virtual worlds', *IEEE Computer Graphics and Applications*, **21-6**: pp.64-70

[7] R. Y. Tsai (1987): 'A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV camera and lenses', *IEEE Journal of Robotics Automat*, **3-4**: pp.323-344

[8] D. Dione, P. Shi, W. Smith, P. Deman, J. Soares, J. Duncan, and A. Sinusas (1997): 'Three-Dimensional Regional Left Ventricular Deformation from Digital Sonomicrometry', *Intl. Conf. IEEE in MBS*, pp.848-851

[9] M. Uematsu, N. Suzuki, A. Hattori, Y. Otake, S. Suzuki, M. Hayashibe, S. Kobayashi and A. Uchiyama (2004): 'A real-time data fusion system updating 3D organ shapes using color information from multi-directional cameras', *CARS 2004 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 18th International Congress and Exhibition*, **1268**, pp.741-746

Development of “Patient Robot” ; Surgical Training Machine for Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting

Y. Park*, K. Nishikawa*, Y. Mita*, E. Oki*, M. Uematsu*, Y. Shiraishi**, H. Takemura***
H. Yaku****, K. Kawazoe*****, A. Takanishi* and M. Umezu*

* Major in Integrative Bioscience and Biomedical Engineering,
Graduate School of Waseda University, Tokyo, Japan

** Institute of Aging and Cancer, Tohoku University, Sendai, Japan

*** Department. of Advanced Surgery, Gifu University, Gifu, Japan

**** Department of Cardiovascular Surgery, Kyoto Prefectural University of Medicine,
Kyoto, Japan

***** Department of Cardiovascular Surgery, Iwate Medical University, Morioka, Japan

E-Mail : youngpark@moegi.waseda.jp

Abstract: As for a surgical treatment of coronary diseases Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting (Off-Pump CAB) has been adopted in recent years because of its less-invasive effect as compared with conventional CABG. However, sophisticated skill is required for Off-Pump CAB during on-beating condition. Although this technique has many advantages, a major problem is how to establish a training program for young surgeons.

To improve the situation, our group has been proposed a new concept: a “Patient Robot” which is an in-vitro mock circulatory system that provides various types of coronary disease as a training machine for cardiac surgeons. The “Patient Robot” consists of four parts. 1) Coronary vascular model, 2) Graft model, 3) Scoring System for self-evaluation and 4) Pulsation Unit. A general procedure is as follows: Firstly, trainee sets the “Coronary model” onto the Pulsation Unit”. Next, the trainee makes an anastomosis between Coronary model and Graft model under pulsatile condition. Then, the anastomosis outcome is hydrodynamically evaluated by “Scoring System” from the view points of a relation between blood pressure and flow. As the first stage of the study, thin silicone tubes, which simulate a mechanical property and touch for real coronary and graft have been fabricated.

Introduction

As for a surgical treatment of coronary artery disease, Off-Pump Coronary Artery Bypass Grafting (Off-Pump CAB) has been adopted in recent years because of its less invasive effect as compared with conventional CABG. A major advantage of Off-Pump CAB is that patient has been able to avoid the invasion by extracorporeal circulation. Therefore Off-Pump CAB is usually employed for high-risk patients (: hepatic insufficiency, aged, etc). However, the Off-Pump CAB operation is much more difficult than conventional CABG because of the on-beating condition. Thus,

Stabilizer is used to make the operative field stable for accurate anastomosis(Fig.1)[1]. Fig.2 shows that human heart cardiac muscle, which has been stabilized by Donut Stabilizer. There still exists a small pulsation on the operative field, even if the stabilizer has been installed. This small pulsation becomes one of the causes of critical damage to the recipient coronary artery by surgical needle. Generally, wall of coronary artery of Off-Pump CAB patients is very weak. Thus, sophisticated skill is required for the anastomosis. Accumulation of the surgeon’s experience is very important for junior surgeons towards a well trained practical surgeons. However, there are not enough cases for each surgeon to brush up their skill at present situation. According to statistical survey, there are 2,937 cardiac surgeons in Japan.

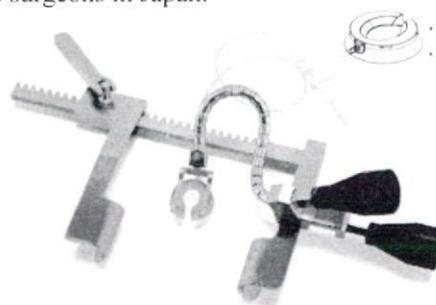


Fig.1 Donut type stabilizer



Fig.2 Anastomosis of operative field on human heart surface stabilized by Donut Stabilizer

And 20,095 CABG cases in 2002 were conducted in Japan[2]. A major problem is how to establish an effective program for young surgeons. To overcome the situation, our group has originally proposed a new concept: a "Patient Robot" which is an in-vitro mock circulatory system that provides various types of coronary disease as a training machine for cardiac surgeons. There are several design concepts for the development of the Patient Robot as below.

- 1) Real tactual feeling for anastomosis
- 2) Reproduction of various cardiac diseases
- 3) Quantitative evaluation for the outcome of anastomosis between coronary vascular model and graft model

Materials and Methods

The "Patient Robot" consists of four parts. 1) Coronary vascular model, 2) Graft model, 3) Scoring System for self-evaluation and 4) Pulsation Unit. A general procedure is as follows: Firstly, trainee sets the "Coronary model", which has desired clinical condition onto the "Pulsation Unit". The "Pulsation Unit" generates desired pulsatile motion as like stabilized cardiac muscle surface. Next, the trainee makes an anastomosis between coronary vascular model and graft model under pulsatile condition. Then, the anastomosis outcome is hydrodynamically evaluated by "Scoring System" from the view points of a relation between blood pressure and blood flow. Details about the components of the Patient Robot has been described as below.

1. Coronary vascular model and Graft model

Fig.3 shows an anatomy of coronary arteries. Left anterior descending artery (LAD) is a branch of the left coronary artery that runs to the apex of the heart in the anterior interventricular sulcus, supplying the ventricles, and most of the interventricular septum. Thus, stenosis of LAD often induces a severe ischemia. An anastomosis between recipient coronary artery (LAD), and graft artery: Left Internal Thoracic Artery (LITA), is the most common combination for CABG. As the initiation of this project, ligation was focused aimed on the area of LAD and LITA as a surgical training model. Silicone rubber (KE1603A/B, Shin-Etsu chemical co. ltd.) was chosen as a material for vascular models because of a feeling similarity of the touch. Fig.4 shows a schematic representation of coronary vascular model. Internal diameter of the model was 2mm. Coronary vascular model and graft model were fabricated by dipping method. Therefore, thickness of the models was adjustable. Moreover, Young's modulus was controllable by the ratio of silicone oil, which was compounded to the silicone. Followings are general procedure to develop vascular models, which satisfy the surgeons' tactile feeling reasonably.

- 1) An interview to cardiac surgeons who operates at least 100 cases per year: about the touch with several types of silicone tubes, that compound different oil ratio. Then determine a favourable parameter for oil ratio.

- 2) Measurements of the silicone models quantitatively. Defined the engineering parameter for the appropriate surgical training models such as effective Young's modulus through tensile test, and coefficient of visco-elasticity through visco-elastic test.
- 3) Measurements of the properties of native porcine organs, including myocardium around LAD, LAD, and LITA. The measurement procedure is the same as above 2). The sample organs must be fresh: less than 5 hours after pick up.
- 4) Fabrication of silicone vascular models with optimal oil ratio.
- 5) Interview to the surgeons with several silicone models, which compounded different oil ratio.

Fig.5 is a photograph during examination of various silicone models by cardiac surgeons. The examination had been taken under real operative condition. For example, the use of latex gloves, forceps and a cardiac needle holder.

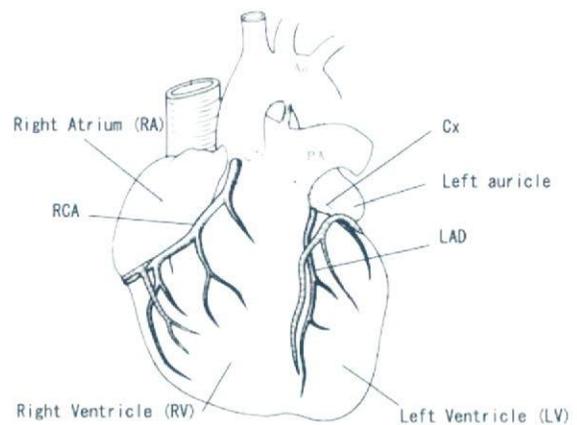


Fig.3 Anatomy of Coronary Arteries

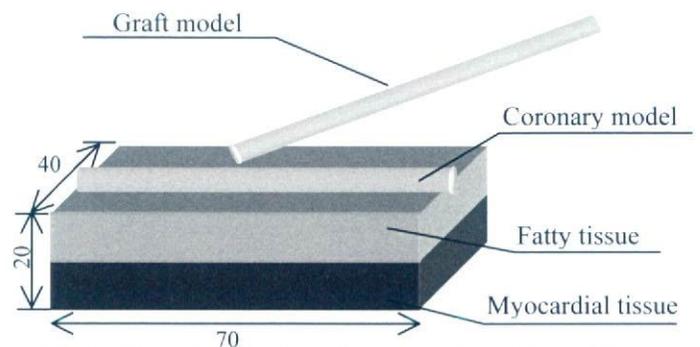


Fig.4 Schematic drawing of coronary vascular model and, graft model



Fig.5 Testing the silicone vascular models with forceps and needle-holder during real cardiac surgery

2. Scoring system

Fig.6 shows the “Scoring System”, which includes a mock circulatory system for coronary circulation developed by Umezu lab., Waseda University[3]. Pneumatic controlled artificial heart, SV pump, also developed by Umezu lab., generates the human systemic circulation with the compliance and reservoir tank[4]. The PC controlled linear actuator generates coronary circulatory flow with full-wave rectification circuit, which consists of four check valves. The advantage of this system is that, coronary circulatory blood pressure and blood flow can be adjusted, independently. Desired waveforms, for example arteriosclerosis, are able to be entered to the PC by a trainee. The anastomosed silicone vascular model will be set in the test section. Then end of recipient and graft model must be connected to the “Scoring System”. Trainees can evaluate their technique by monitoring pressure and flow waveform.

3. Pulsation unit

During Off-Pump CAB operation, Stabilizer is used to stabilize the operating field for anastomosis. It was confirmed that “Pulsation Unit” produced a practical on-beating situation. To obtain the design specification, acute animal experiment was performed to obtain suitable parameters to design “Pulsation Unit”. In the experiment, 3D motion on goat’s myocardial surface was captured by Stereo Labeling Camera (SLC)[5]. Fig.7 shows a goat’s myocardial surface measured by SLC at Tohoku Univ. The reflective spheres were sewn on pericardium by polypropylene surgical strings.

Absolute displacements of these markers had been measured in real time. “Pulsation Unit” is design based on such in-vivo myocardial motion data. Actual procedure in training operation is that, trainee sets any coronary model onto “Pulsation Unit”, and input the several parameters for myocardial surface motion.

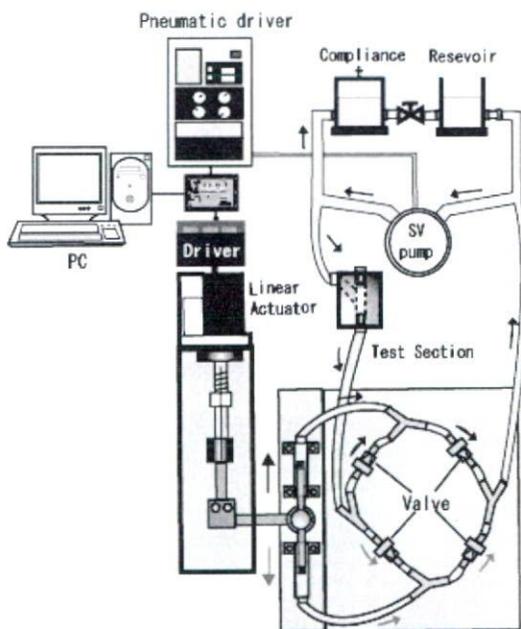


Fig.6 Evaluation system of anastomosis methods for CABG with the location of flow and pressure measured.

Results

Thin silicone tubes for “Coronary model” and “Graft model” have been fabricated based on quantitative data which was analysed by the comparison between the feeling of distinguished surgeons and tensile test of the silicone model. As a result of the interview to distinguished surgeons, it was found that there was optimal ratio of compounded oil for the silicone vascular models. Silicone tubes, contained silicone oil (silicone/oil <math><1.0 [g/g]</math>), was the most favourable model. Through the tensile test of dumbbell shaped silicone specimen, the Young’s modulus (where $\epsilon = 1$, $n=5$) was less than 0.1 N/mm^2 (Fig.7). Fig.8 shows basic waveforms of coronary blood pressure and flow, generated by “Scoring System”. The arrows express typical two-staged flow pattern, indicated a simulation.

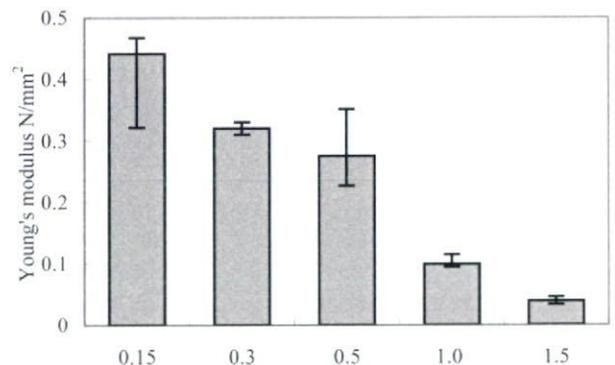


Fig.7 Relationship between *Young's modulus* (where $\epsilon = 1$) and oil ratio

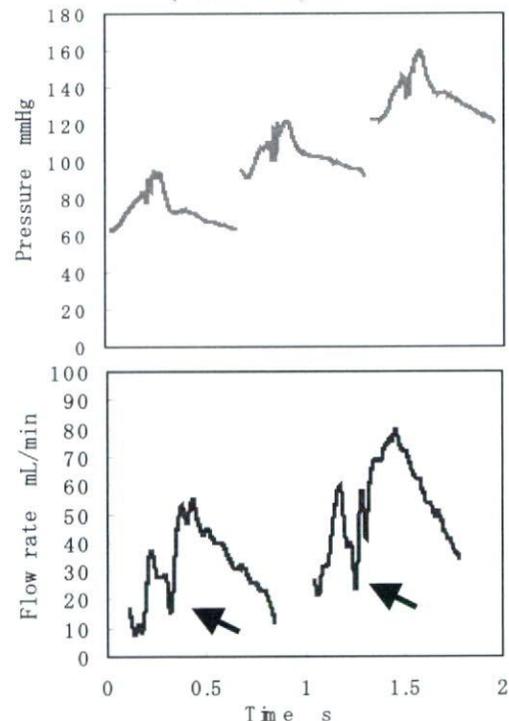


Fig.8 Basic waveforms of blood pressure (above) and flow (below) generated by “Scoring System”

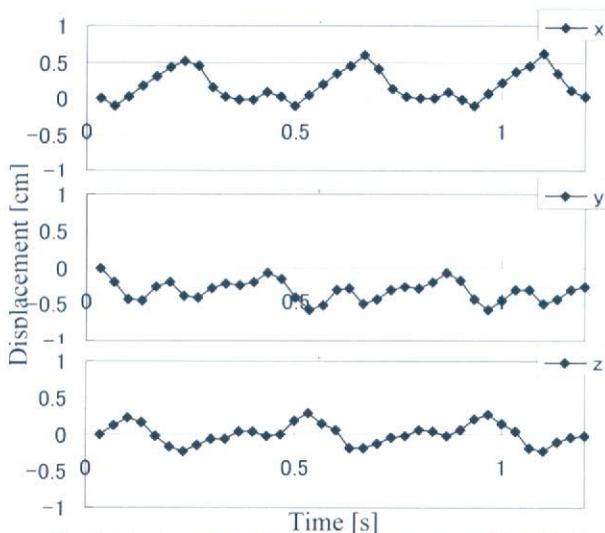


Fig.9 Motion of LAD had been measured by SLC

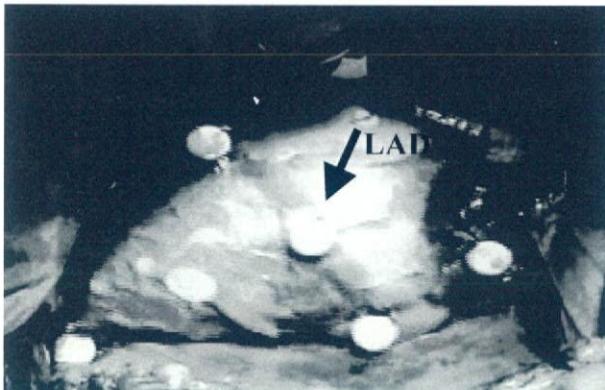


Fig.10 Acute animal experiment using goat's heart. SLC system with reflection spheres had been employed for a measurement of myocardial surface motion.

Fig.9 shows the reflective sphere motion on LAD measured in goat. The position of LAD is shown by an arrow in fig.10.

Discussion

1. Coronary vascular model and Graft model

Fig.7 shows a relation between oil ratio and Young's modulus. The Young's modulus had been employed where $\epsilon = 1$, because generally elasticity of native arteries drastically changed at this point. The result shows that there is an optimal range of Young's modulus (0.1N/mm^2) to develop a favourable vascular model for surgical training (Fig.7). However, Young's modulus of polymer has non-linear character subject to strain. In future experiment, the non-linearity should be considered to determine effective Young's modulus for development of surgical training vascular model.

2. Scoring System

The waveforms of blood pressure and flow, which has been shown by Fig.8, well simulated the real coronary circulation. Arrows in the figure show unique waveform of coronary. quantitative evaluation of an anastomosis will be expected in future experiments.

3. Pulsation Unit

Fig.9 shows that, native cardiac motion of goat's heart with in 0.5cm in each coordinate. It has been confirmed that, the design specification for Pulsation Unit. In future experiment, it is expected that, stabilized cardiac motion around LAD will be measured.

Conclusions

Development of "Patient Robot" had been started. Three components, vascular silicone model, Scoring System, and Pulsation Unit were designed in parallel. There was favourable range of Young's modulus for distinguished cardiac surgeons. Using Scoring System, human coronary circulation had been reproduced. Moreover, pressure and flow had been controlled independently. As a result of acute animal experiment, motion of cardiac surface had been quantitatively defined by SLC.

Acknowledgements

This study was organized by Knowledge-Based Cluster Creation Project of MEXT : Advanced Robotic Medical Treatment Project (2004-37) from the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan, Biomedical Engineering Research on Advanced Medical Treatment, and financially supported by Advanced Research Institute for Science and Engineering, Waseda University (05P29).

References

- [1] Cohn L.H., Chitwood W.R., Dralle J.G. et al (1998): 'minimally invasive coronary artery bypass surgery', *J. Thoracic Surg.*, **116**, pp. 887-888
- [2] the Ministry of Health, labour and welfare (2002): 'statistical survey on medical doctors'
- [3] Suehiro J., Kawai J., Umezu M. et al, (2005): 'Biomedical engineering approach to evaluate anastomosis methods for coronary artery bypass grafting', *Japan Soc. ME & BE.*, **43**, pp. 458
- [4] Ohnishi Y., Iwasaki K., Mizuta H., Sudo T., Muto S., Shima T., Tanaka T., Ito K., Umezu M., (2004): 'In vitro hydrodynamic test and In vitro hemolysis test for the practical development of an inexpensive Spiral Vortex ventricular assist system using widespread IABP console', *Proceedings of International Conference/The First National Conference on Life System Modelling and Simulation, Shanghai*, pp.32-36
- [5] Uematsu M., Shiraishi Y., Park Y., Umezu M. et al, (2005): 'An approach to analyse the stress distribution on the cardiac surface using optical measurement', *Japan Soc. ME & BE.*, **43**, pp. 457

左心室形成術における切除線決定のための診断法に関する 基礎的検討

植松 美幸*・白石 泰之**・関根 一光**・山家 智之**・西條 芳文**
安藤 隼人*・朴 栄光*・武田 朴*,***・岩崎 清隆†,††・梅津 光生*

Fundamental Study on the Development of a Diagnostic System for Left Ventricular Plastic Surgery of the Abcission Area

Miyuki UEMATSU,* Yasuyuki SHIRAISHI,** Kazumitsu SEKINE,** Tomoyuki YAMBE,**
Yoshifumi SAIJO,** Hayato ANDO,* Young-Kwang PARK,* Sunao TAKEDA,* ***
Kiyotaka IWASAKI, †, †† Mitsuo UMEZU*

Abstract Ventricular aneurysm is one of the complications that follow a myocardial infarction. Left ventricular (LV) plastic and reconstructive surgery, Dor procedure, is widely performed in order to improve patients' cardiac functions. However, it is anticipated that the abcission region of the ventricle might cause some complications, such as mitral valve regurgitation. Therefore, the decision of what to be done with that area might affect therapeutic consequences. In this study, the authors have developed a measurement system for surface movement and a display system to demonstrate decreased LV systolic function during surgery. This system is capable of evaluating the cardiac function using displacement data obtained from superficial motion of the specific regions. Prior to measurement, the reflective ball markers were sutured on the surface of the heart without any complications or infarctions. The point of the markers indicated the anatomically specific points, such as apex, septum, mitral valve, and papillary muscles. The location of points was sequentially measured by an optical three-dimensional location sensor. The superficial area of the left ventricle from the left thoracotomy view was divided into 12 triangular regions each composed of three markers. As the contraction of the regional area corresponds to the cardiac systolic function, the changes in each area were examined. The contraction rate of the heart was superimposed onto the video images of a natural heart, which were obtained simultaneously. An animal study was performed to compare heart functions under a normal pulsating state and during the time of a myocardial infarction. The physical data such as electrocardiogram, blood flow and pressure were simultaneously obtained and compared using this approach. With the physical data, it was confirmed that strain change in the regional area was coincident with a contraction of the actual heart. It was also found that this method is simple enough to set up in the operation theater. In the near future, this method will contribute widely to the clinical diagnoses of patients, when advanced surgery such as robot surgery and/or organ transplant become popular.

Keywords: cardiac function, left ventricular surgery, myocardial infarction, surface measurement, regional strain.

生体医工学シンポジウム 2005 発表 (2005 年 9 月, 大阪)
2005 年 8 月 9 日受付, 2005 年 11 月 5 日改訂

Received August 9, 2005; revised November 5, 2005.

* 早稲田大学大学院理工学研究科生命理工学専攻
Major in Integrative Bioscience and Biomedical Engineering,
Graduate School of Science and Engineering, Waseda
University

** 東北大学加齢医学研究所
Institute of Development, Aging and Cancer, Tohoku Uni-
versity

*** 日本光電工業(株)
Nihon Kohden Corporation

† 早稲田大学生命医療工学研究所

Institute for Biomedical Engineering, Waseda University

†† Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School

1. はじめに

心臓は血液を全身に循環させるためのポンプの役割を担っている。一方、心臓の動きを維持するために、左右の冠動脈を通して心筋へ血液が供給されている。冠動脈が狭窄し、さらに、血栓などにより閉塞すると、心筋梗塞が起り、冠動脈が栄養していた範囲の心筋の壊死が生じてポンプ機能が低下する。広範囲にわたって心筋梗塞が生じると、その筋肉として機能できない部分は薄くなり、心臓のポンプとしての拍動と逆の動きをするようになる。この状態を心筋梗塞後の左心室瘤という。

左心室瘤が形成された場合、収縮挙動不全部位をパッチ

で補填する Dor 手術[1, 2]が広く行われている。この際、心筋における正常部位と梗塞部位の境界を見極め、切除領域を決定することは手術予後の心機能改善の上で非常に重要な作業となっている。

現在、切除領域の同定は心筋の触診および超音波断層像の撮像をもとに行っている。超音波断層像による診断は非侵襲かつ安全で、時間的、空間的な分解能にも優れており、日常の診断においては非常に有用な診断法といえる。しかしながら、同じ部位を計測することが難しく、対象部位の描出は検者の技量に大きく依存するため、客観性に乏しい。また、左心室瘤が3次元的な広がりをもつ一方で、超音波断層像は平面の情報であることから、切除領域の同定には熟練した技術を要する。そのため、同時に複数部位を計測可能で、同一部位に関しては誰が計測しても同一の計測値として求められることが望まれる。

また、左室形成術は高度な技術を要し、危険度も高いため、熟練の医師によって執刀される。そこで、この困難な手術に対する医師の経験を補うため、手術訓練用のシステムの研究も行われている[3]。手術シミュレーションは術前に手術を模擬することはできるが、実際の術中の臓器の状態に応じて、判断を下すために用いることはできない。

そこで、筆者らは術中の臓器の状態を計測し、医師の判断を支援するシステムの開発を行っている[4, 5]。本論文では光学的計測法を用いて心臓を表面から計測し、局所領域の挙動を計測したデータをもとに、心機能の低下部位を特定する。さらに、視覚的にわかりやすく表示することを

目的とし、現実空間に仮想空間の情報を重畳することで現実の感覚を増強する複合現実感の技術[6-8]を用いて、実際の心臓のビデオ画像に心機能変化データを重畳する。

2. 方 法

2.1 システム構成

本システムの構成を図1に示す。心臓表面の局所点の位置計測には光学式の3次元位置計測器(ステレオラベリングカメラ, CyVerse Inc.)を用いた。この計測器は2基のCMOSカメラで構成されており、各カメラの周りには赤外線LEDが配置されている。計測時には赤外線LEDを発光させて再帰性反射ビーズを塗付したマーカ(φ6 mm)からの反射をカメラで撮像し、三角測量法によりマーカの位置を算出する。複数個のマーカをラベリングし、それぞれの3次元位置を約30 fpsで取得可能である。一方、実際の心臓上の局所点との対応をとるため、術野をデジタルビデオカメラで撮像した。事前に3次元位置計測器とデジタルビデオカメラのカメラパラメータをTsaiにより提案されたカメラキャリブレーションの手法[9]を用いて算出しておくことで、3次元位置計測器計測器とビデオカメラのそれぞれ異なる座標系を同一座標系に統合することができる。これにより、3次元位置計測器の計測結果をもとに算出する心臓表面上の歪み分布データを実際の心臓画像上に重畳した。

2.2 心臓表面における局所点の設定

本研究では僧帽弁を境界とし、左心房、左心室の局所表

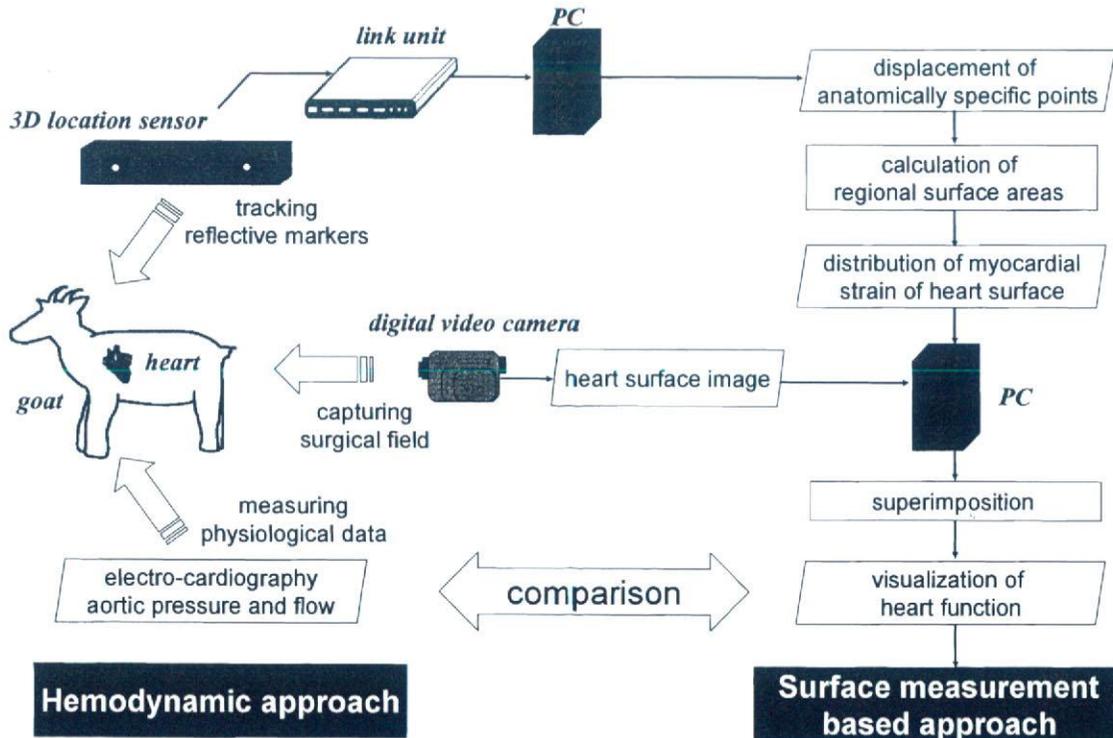


図1 システム概念図
Fig. 1 Schematic diagram of the experimental setup.

面領域における拡張収縮機能を計測した。心臓表面における計測点を特定するために反射球マーカを使用し、心膜に縫い付けた。反射球マーカの設置位置を図2に示す。

まず、左心房と左心室は各部位を隔てる僧帽弁の弁輪付近を基準にして分けた(図2実線部)。そして、左心室を超音波の断層法による左室計測の際に用いられる解剖学的情報に基づき3つのレベルに分割した。左心室の動きは大動脈基部(AO)から心尖部(Ap, Aa)への長軸に対し、短軸方向へ同心円状に拡張収縮しており、短軸断面のレベルに基づき、乳頭筋レベル、腱索レベル、心尖レベルの3レベルに分けられる(図2点線部)。以上の解剖学的情報に基づき選んだ12点の特徴点が以下である。大動脈基部に1点(AO)、左心房レベルに1点(LA)、僧帽弁レベルに2点(MVa, MVp)、乳頭筋レベル3点(PMa, PMm, PMp)、腱索レベルに3点(TCa, TCm, TCp)、心尖レベルに2点(Aa, Ap)の計12点である。

また、全特徴点からそれぞれ近傍の3点を選び、心臓表面を局所的な三角形の領域で分割した。三角形領域に分割した結果を図3に示す。ここで原点は3次元位置計測器の原点とした。

2・3 心臓表面上の歪みの算出

先行研究[10]によれば、左心室壁の局所仕事量は局所領域における心壁張力の一心周期分の積分値で表される。

$$RW = -\int_{t_1}^{t_2} T \left(\frac{dA}{dt} \right) dt \quad (1)$$

ここで、RWは局所仕事量であり、 t_1 は収縮期の開始時間、 t_2 は拡張期の終了時間、 T は単位長さあたりの張力、 dA/dt は単位時間あたりの局所領域の変化率である。

いま、一心周期における張力 T がほぼ一定であるとし、

$$T = \bar{T} \quad (2)$$

で表すならば、式(1)は式(3)のようになる。

$$RW = \bar{T} - \int_{t_1}^{t_2} T \left(\frac{dA}{dt} \right) dt \quad (3)$$

よって、局所領域の拡張収縮機能は局所領域の時間的変化を計算し、一心周期分の積分値に対応する。

以上の理論を本計測法に用いる。式(3)における dA/dt は単位時間あたりの心臓表面における局所領域面積の時間的変化であるとする。ここで、各局所領域の大きさによる違いをなくすため、一心周期における平均値で単位時間当たりの局所領域の変化を割ることで無次元化した。一心周期における局所領域の面積の平均値を \bar{S} としたとき、ある時間における局所領域の面積との差 ΔS は、

$$\Delta S = S - \bar{S} \quad (4)$$

となる。これより、単位時間 Δt における面積の歪み(strain rate: ε)は、

$$\varepsilon = \Delta S / \bar{S} \quad (5)$$

となる。局所における心筋の収縮機能は時間歪みの絶対値をR波に合わせて検出した一心周期分にわたって積分し、

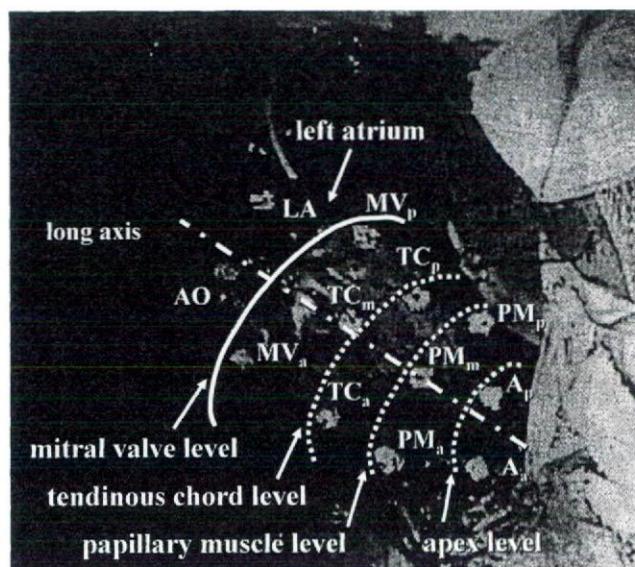


図2 心臓表面のマーカ配置

Fig. 2 Marker settings on the surface of the heart.

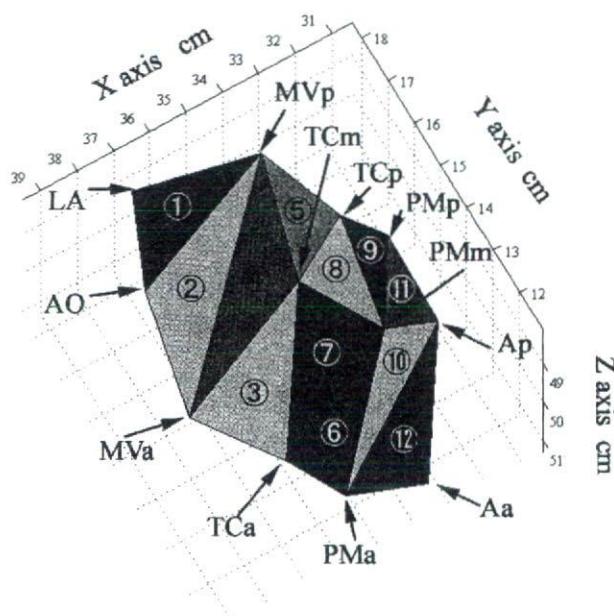


図3 心臓表面の領域分け

Fig. 3 Division proposed for the regional surface of the heart.

$$E = \frac{1}{\bar{S}} \int_{t_1}^{t_2} \frac{dS}{dt} dt \quad (6)$$

として算出した。

2・4 動物実験

本研究では健康成山羊(メス, 51.8 kg)を用いて行った。実験の様子を図4に示す。正常な拍動時と心筋梗塞作成時における心臓表面の拡張収縮機能変化を計測し、比較した。心筋梗塞に関しては麻酔開胸下の健康成山羊において、冠動脈左前下行枝の末梢側30%で結紮し血流を途絶させ、人工的に心尖部近傍の虚血部位を作成した[11]。また、麻酔開胸下の健康成山羊において、心筋保護下で細動

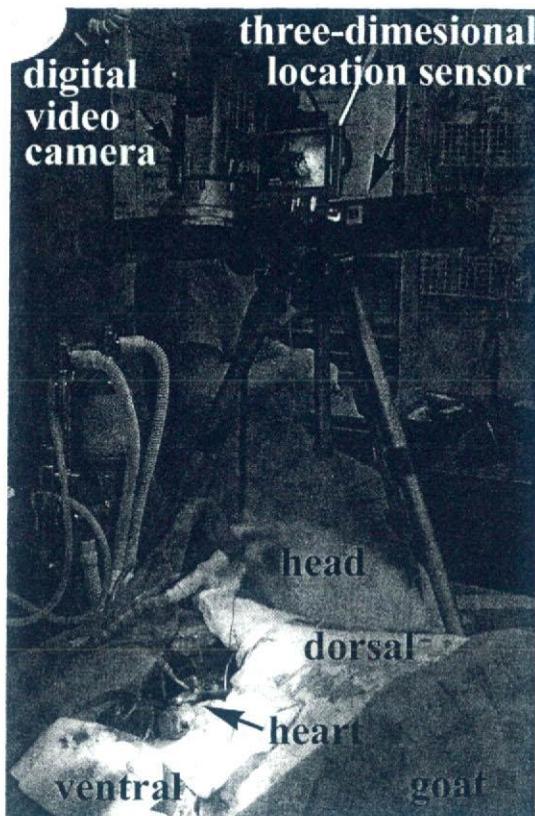


図 4 実験配置図

Fig. 4 Equipment layout in the animal study.

装置を用いて人工的に心室細動を引き起こし、心臓の収縮拡張挙動が停止した状態でデータの取得を行った。なお、実験は短時間で行い、計測終了後直ちに除細動操作を行い、正常な調律へ回復させた。以上、本研究にかかわる動物実験は、東北大学大学院医学系研究科および加齢医学研究所動物実験倫理委員会の審査を受け、承認のもとに厳密に規定に則って行われた。

3. 結 果

3.1 各部位の位置の時間的变化

心臓の各部位の動きの時間的变化に関して図 5 に示す。ここで、外的な影響のないコントロール時を (a)、心筋梗塞作成時を (b) に、さらに心室細動時を (c) に示す。上段は心電図を示しており、下段は特徴点の位置変化を示している。特徴点は以下の 6 つの領域ごとにわけて示した。左心房 (LA, AO), 僧帽弁 (MVa, MVp), 左室前壁の心室中隔付近 (TCa, PMa), 左室前壁の中央部 (TCm, PMm), 左室後壁 (TCp, PMp), および心尖 (Aa, Ap) である。

コントロール時において、心電図における負のピークが大きく表れている QRS 波が読み取れるが、心電図は周期的な波形をしており、正常な拍動のリズムが繰り返されていることがわかる。各部位の位置変化についてみると、位相の変化は中隔側から心室全体に向かって変化しており、心臓の刺激伝導系の機能とも一致している。

心筋梗塞時において、心電図より、QRS 波の大きさが小さくなっていることから、左心室の拍出力が弱まり、ポンプ機能の低下が読み取れる。また、各部位の位置変化についてみると、心尖部の動きが低下しているのがわかる。

心室細動時において、心電図より、拍動のリズムが乱れているのがわかる。各部位の位置変化については、ほぼ変動がみられないのに対し、左心房近傍の点については周期的な動きが読み取れる。これより、左心房には電気的刺激が伝導しているものの、左心室では心筋が非同期的な動きとなっており、心室細動が起きていることに対応しているといえる。

以上より、本計測法では心臓表面の複数の部位を同時に計測可能であり、その結果には、生理学的な指標との関連性がみられた。

3.2 様々な病態の違いに伴う収縮機能の変化

単位時間当たりの面積歪みの時間的变化を図 6 に示す。ここで、外的な影響のないコントロール時を (a)、心筋梗塞作成時を (b) に示した。ここで、①から⑫は図 3 の領域に対応している。

正常な拍動時と比較して、心筋梗塞作成時は梗塞部位付近から心尖部にかけての位相が変化している。梗塞部位付近では他領域に比べて収縮期に局所領域の面積が拡張の方向にあることが認められる。このことから収縮期における挙動の病的な不一致が起きていることがわかる。

3.3 局所部位における心臓収縮機能の呈示

一心周期分の心筋の収縮機能をビデオ画像上に重畳した結果を図 7 に示す。ここで、心筋の動きやすさを表す E は無次元の単位をもつ。左心房近傍では収縮機能が高いのに対し、腱索レベルから心尖レベルにかけて収縮機能が低下している。収縮機能の低下部位は梗塞作成部位と一致しており、本手法により梗塞部位の特定が直感的に理解可能となった。

4. 考 察

本手法の具体的な適用範囲としては、心室内部の僧帽弁挙動も含めた左室形成に有効な切除線の決定を支援するシステムを考えている。左室形成術の施行においては、術者が心室表面の具体的な切除部位を超音波断層像等の計測データと一致させることが重要である。心室切除手術中には人工心肺補助によって自己心の拍動はほとんどないことを考えると、切除線設定に有用なデータを提供できることが本手法の有効な点となる。

しかしながら、左室内腔の機能が心室挙動に対して影響が大きい場合、たとえば僧帽弁乳頭筋腱索断裂もしくは心室内膜に近い部位の虚血が病態の本態であるといった場合には、いわゆる心機能と可視的な心室表面の収縮変化との連関を工学的に示すことは容易ではなく、本法は適用範囲外となると考えられる。

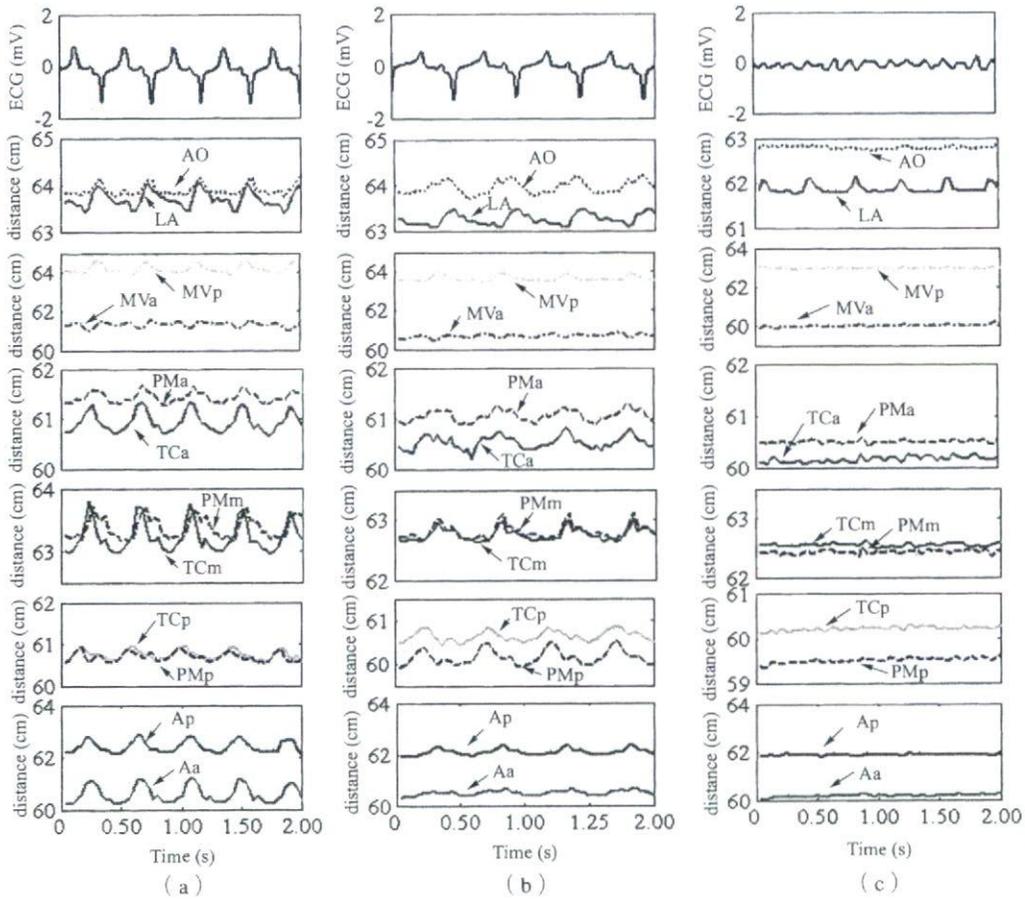


図5 解剖学的特徴点における位置の時間的変化
(a) 正常拍動時, (b) 心筋梗塞時, (c) 心室細動時。

Fig. 5 Sequential changes in specific local points.
(a) Normal pulsatile, (b) Infarction, (c) Ventricular fibrillation.

本手法の臨床現場での具体的な用途としては以下の3つを考えている。

- (i) 心室の一部を切除する等の外科的な方法によって心機能の改善を図る際の切除部位の決定
- (ii) 術前の他の計測に基づく診断による外科手術方針の支援
- (iii) 術後治療評価の予測

(i)では動きの正常, 異常を定量的に弁別して領域の変曲線を術者の視野と一致するよう呈示することが, (ii)では他の臨床評価指標との高精度な整合をとることが, さらに (iii)では計測データを分析し, 外科的な心室形成による対象領域の選択の妥当性を評価することが求められる。本論文では(i)について重点的に述べてきた。(ii), (iii)については今後の研究課題となる。

本手法では心臓表面をステレオカメラで計測することにより3次元的な局所点の追跡を行った。ここで, 特徴点を追跡するために使用したマーカについては, 各マーカの位置が接近しすぎることがないように, マーカ間隔をマーカの直径の2倍よりも大きくなるように設定した。心室瘤形成時に手術適応となるのは約3 cm四方の挙動不全部位であ

る。心臓表面を約3 cmの間隔をもつ三角形領域で分割するとき, マーカの直径を6 mmとすれば, 時系列上での各部位のマーカ探索においても十分な間隔が保てた。

心筋の局所収縮能を評価する方法としては, 他にも, 超音波を用いて壁運動を観察することで定量的に評価する試みがある[11, 12]。超音波クリスタルやビーズを心臓内部に埋め込み局所2点を定義し, その間の伸縮率を算出することで局所心筋の歪み率を計測する。特徴点追跡用のマーカが小型であるため, 複数部位の計測が可能であり, また, 表面のみならず心筋内部の計測も可能である。

しかしながら, 筆者らの提案手法および超音波クリスタルを用いた方法は心臓に直接マーカを設置する必要があり, 侵襲を伴うだけでなく, 心臓の動きにも影響を与えることからそのままでは臨床への応用が難しい。臨床においては対象に直接接触することなく計測できることが望ましい。特徴的な点を利用した新たな変位検出手法の検討が求められる。

筆者らは現在, 画像処理の技術を応用し, 色情報を利用したステレオ計測について検討中である。心臓の場合, 冠動脈の分枝といった解剖学的な特徴点がすでに周りの組織

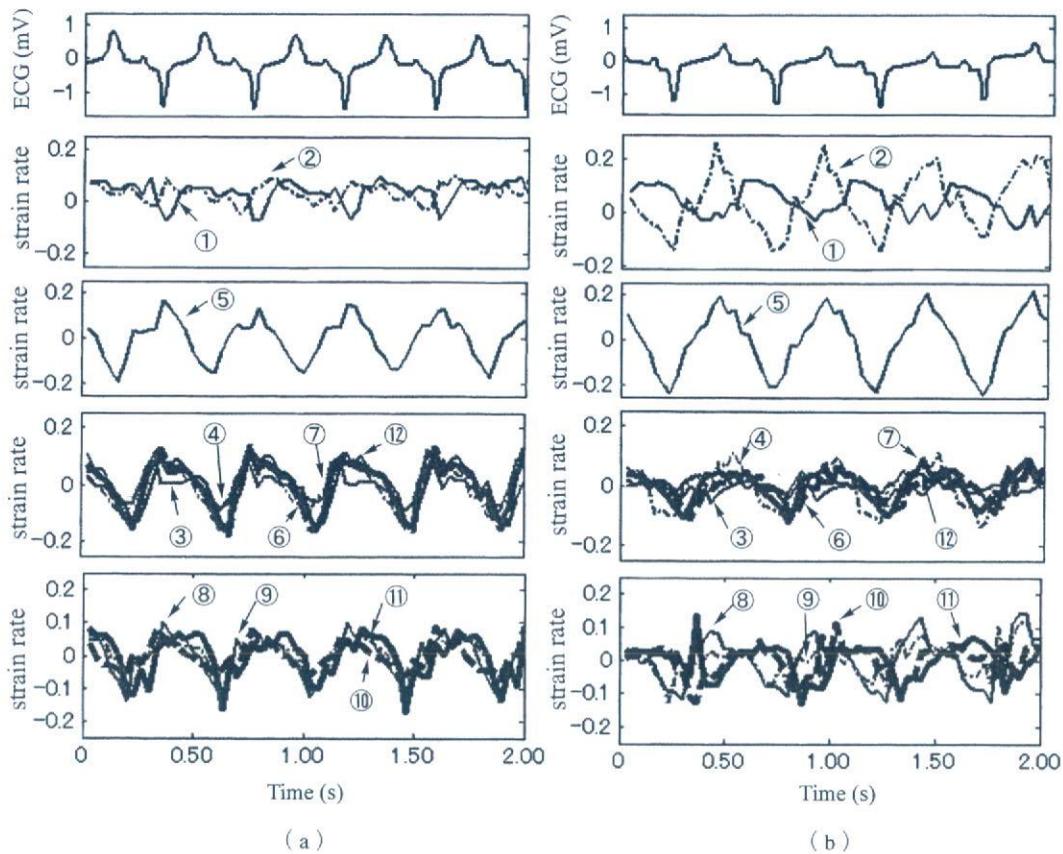


図 6 局所領域における面積歪み率の時間的变化
 (a) 正常拍動時, (b) 心筋梗塞時.
 Fig. 6 Sequential changes in the regional strain rate.
 (a) Normal pulsatile, (b) Infarction.



図 7 心筋梗塞時における局所表面領域の心筋収縮機能表示
 Fig. 7 Visualization of myocardial strain distribution across the heart surface under an infarction state.

に対して輝度の違いをもっていることを利用する。輝度の違いを特徴とし、追跡するオプティカルフローの手法を用

いればマーカを使用することなく特徴点の追跡が可能となるであろう。さらに、今回使用した 3 次元位置計測器の原理を用いれば、2 台のカメラの視差から、特徴点の位置を 3 次元的に計測することが可能である [13]。しかしながら、手術システムに用いるには精度面の向上が課題となる。

術者の理解を助ける収縮情報の提示法に関しては、本論文では術野を撮影したビデオカメラ画像への重畳にとどまっており、議論の余地が残されている。表面計測に基づく本手法のみでは心臓内部の情報は取得できないが、従来の超音波診断などによる手法と合わせて用いれば、内部の情報を知ることができる。さらなる発展に向けては術中の提示法については今後術者との議論を通じて追求せねばならない。

5. おわりに

本論文では従来の圧・流量計測に基づく心臓の内部機能変化ではなく、心臓表面の局所領域の時間的な面積変化に着目した心機能変化の計測および提示法を示した。心臓表面の局所部位に反射球マーカを配置し、複数部位の位置を光学的に同時計測した。局所領域の面積の歪みを色の变化

で表示、術野を撮影したビデオ画像上に重畳表示することで、実際の心機能を視覚的にも把握可能であった。近い将来、本法は術中の臓器変形の計測、および呈示法のひとつとしてロボット外科や臓器移植手術といった先端医療において患者の臨床診断に広く貢献する技術となることを期待する。

謝辞 本研究を推進するにあたり、以下の研究費の援助を受けた。関係諸氏に感謝の意を表する。

- 1) 医薬品副作用被害救済・研究振興調査機構 02-1「波動型人工心臓実用化のための性能および耐久性評価の研究」
- 2) 知的クラスター創成事業「岐阜・大垣地域「ロボティック先端医療」構想」2004-37「バーチャル医療・教育訓練システムの開発」
- 3) 平成 16 年度 科学技術振興調整費 戦略的研究拠点形成「先端科学と健康医療の融合研究拠点の形成」
- 4) 早稲田大学人間総合研究センタープロジェクト「生活・生命支援機器との共生」
- 5) 厚生労働科学研究費補助金(萌芽的先端医療技術推進研究事業) No.17070501
- 6) 文部科学省科学研究費補助金 No.17790938

文 献

1. Dor V, Sabatier M, Di Donato M, Maioli M, Toso A, Montiglio F: Late hemodynamic results after left ventricular patch repair associated with coronary grafting in patients with postinfarction akinetic or dyskinetic aneurysm of the left ventricle. *J Thorac Cardiovasc Surg.* **110**: 1291-1301, 1995.
2. Dor V, Sabatier M, Di Donato M, Montiglio F, Toso A: Efficacy of endoventricular patch plasty repair in large postinfarction akinetic scar and severe LV dysfunction: Comparison with a series of large dyskinetic scars. *J Thorac Cardiovasc Surg.* **116**: 50-59, 1998.
3. 徳安達士, 喜多村直, 坂口元一, 米田正始: 左室形成術のための心筋触診訓練システムの開発. *日本コンピュータ外科学会誌.* **5**(1): 5-13, 2003.
4. 植松美幸, 白石泰之, 関根一光, 山家智之, 西條芳文, 朴 栄光, 安藤隼人, 松本 徹, 武田 朴, 岩崎清隆, 梅津光生, 内山明彦: 様々な負荷に対する心機能変化計測への試み. *電気学会研究会資料, 医用・生体工学研究会, MBE-05-1-6*, 2005, pp. 23-26.
5. Uematsu M, Shiraiishi Y, Sekine K, Yambe T, Saijo Y, Park Y, Ando H, Matsumoto T, Takeda S, Iwasaki K, Umezumi M: An innovative approach to evaluate a cardiac function based on surface measurement. *Proc of 27th Ann Intl Conf of the IEEE EMBS, Shanghai, 2005*, in press.
6. Azuma R: A survey of augmented reality. *Presence.* **6**(4): 355-385, 1997.
7. Azuma R, Baillet Y, Behringer R, Feiner S, Julier S, MacIntyre B: Recent advances in augmented reality. *IEEE Comput Graph Appl.* **21**(6): 34-47, 2001.
8. Tamura H, Yamamoto H, Katayama A: Mixed reality: future dreams seen at the border between real and virtual

- worlds. *IEEE Comput Graph Appl.* **21**(6): 64-70, 2001.
9. Tsai RY: A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV camera and lenses. *IEEE J Rob Autom.* **3**(4): 323-344, 1987.
10. Goto Y, Suga H, Yamada O, Igarashi Y, Saito M, Hiramori K: Left ventricular regional work from wall tension-area loop in canine heart. *Am J Physiol.* **250**: 151-158, 1986.
11. Nakamura T, Hayashi K, Seki J, Fukuda S, Noda H, Nakatani T, Takano H, Akutsu T: Chronic effects of a cardiac assist device on the bulk and regional mechanics of the failed left ventricle in goats. *Artif Organs.* **17**(5): 350-361, 1993.
12. Dione D, Shi P, Smith W, Deman P, Soares J, Duncan J, Sinusas A: Three-dimensional regional left ventricular deformation from digital sonomicrometry. *Proc of International Conference IEEE in Medicine and Biology Society.* 1999, pp. 848-851.
13. 加賀美聡, 岡田 慧, 稲葉雅幸, 井上博允: 実時間三次元オブティカルフロー生成システム—ロボット用実時間時空間再構成の研究(その3)—. 第17回ロボット学会学術講演会予稿集, 1999, pp. 29-30.

植松 美幸 (ウエマツ ミユキ)

2004年早稲田大学大学院理工学研究科生命理工学専攻修士課程修了。同年同専攻博士課程入学。2004年より同大学人間総合研究所リサーチレジデント。2005年より同大学理工学術院客員研究助手。現在に至る。主に胸腹部領域を対象とした術中の生体情報計測及び手術ナビゲーションシステム開発に関する研究に従事。

日本生体医工学会、日本コンピュータ外科学会、IEEE等の会員。



白石 泰之 (シライシ ヤスユキ)

1995年早稲田大学理工学部卒業。2000年早稲田大学理工学総合研究センター助手。2002年同大学生命生体福祉研究所助手。同大学理工学総合研究センター客員研究員。2004年東北大学加齢医学研究所助手。現在に至る。機械式血液循環シミュレータ開発および人工臓器の性能評価研究、ナノテク人工心筋、人工食道などの開発に従事。博士(工学)。

日本生体医工学会、日本人工臓器学会、日本機械学会、IEEE等の会員。



関根 一光 (セキネ カズミツ)

1999年北海道大学工学部卒業。2002年北海道大学大学院工学研究科システム工学専攻修士課程修了。2004年北海道大学大学院工学研究科システム情報工学専攻博士課程修了。博士(工学)。同年より独立行政法人科学技術振興機構研究成果活用プラザ宮城にて博士研究員。現在に至る。電磁気学及び人工臓器開発に従事。

日本生体医工学会、日本人工臓器学会等の会員



山家 智之 (ヤンベ トモユキ)

1985 年東北大学医学部卒業, 1989 年東北大学大学院医学研究科博士課程修了。1999 年東北大学加齢医学研究所助教授, 2004 年同教授, 現在に至る。医学博士。人工臓器学, 臨床循環器病学の研究に従事。

日本生体医工学会, 日本心臓病学会, 日本循環器学会, 米国人工内臓学会, 日本人工臓器学会等に所属。



武田 朴 (タケダ スナオ)

1969 年早稲田大学理工学部物理学卒業。現在日本光電工業(株)研究開発本部にて生体計測用センサ及びシステムの開発に従事。博士(工学)。

計測制御学会, 電気学会などの会員



西條 芳文 (サイジョウ ヨシフミ)

1988 年東北大学医学部卒業。1993 年東北大学大学院医学研究科修了。医学博士。1997 年東北大学助手, 1999 年デンマーク・オーフス大学客員教授, 2004 年東北大学加齢医学研究所病態計測制御研究分野助教授, 現在に至る。臨床循環器病学, 高周波数超音波を用いた生体組織性状診断に関する研究に従事。

日本生体医工学会, 日本循環器学会, 日本超音波医学会, 日本心エコー図学会に所属。



岩崎 清隆 (イワサキ キョウタカ)

2002 年早稲田大学大学院理工学研究科機械工学専攻博士課程修了・博士(工学)取得。2001～2004 年同大学理工学部機械工学科助手。2004 年より現在同大学生命医療工学研究所講師, 及び Laboratory for Tissue Engineering and Regenerative Medicine, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School (Charles Vacanti 教授) の Research Fellow。近年はバイオリアクター技術の開発による心臓弁及び血管の組織工学に関する研究等に従事。

日本生体医工学会, 人工臓器学会, 国際組織工学会, アメリカ人工臓器学会などの会員。



安藤 隼人 (アンドウ ハヤト)

2005 年早稲田大学理工学部機械工学科卒業。2005 年同大学大学院理工学研究科生命理工学専攻入学, 現在に至る。主に OpenMRI を用いた手術ナビゲーションシステム, 手術室における最適機器配置に関する研究に従事。

日本コンピュータ外科学会などの会員。



梅津 光生 (ウメヅ ミツオ)

1979 年早稲田大学大学院博士課程修了後, 国立循環器病センター研究所研究員。1988 年シドニー・セントビンセント病院工学部長, 及び, 初代オーストラリア人工心臓プロジェクトリーダー。1992 年早稲田大学教授, 現在に至る。2001 年より大学院生命理工学専攻主任, 医工連携を実践している。工学博士, 医学博士。主に医用機械工学, 人工臓器に関する研究に従事。

日本生体医工学会, 日本, 国際人工臓器学会, ライフサポート学会などの会員。



朴 栄光 (パク ヨングァン)

2004 年芝浦工業大学システム工学部機械制御システム学科卒業。2004 年早稲田大学大学院理工学研究科生命理工学専攻入学, 現在に至る。2004 年より文部科学省知的クラスタープロジェクト研究員。主に, 心臓血管外科領域における外科手術の“匠さ”の定量化と新世代の手術訓練機器の開発に関する研究に従事。

