

consisted of 344 vertices and 1188 elements. The Young's Modulus 0.5 MPa and Poisson's ratio 0.4 were set as based on surgeons' empirical knowledge. Fig. 6 shows simulation results. The volumetric image is grasped by the manipulator and interactively manipulated. The green vertices represent grasped area and slice-based volume rendering process interpolates voxels between displaced vertices and visualizes volume deformation. We confirmed overall algorithms are processed within 30 msec and smooth force feedback can be also achieved.

Fig. 7 demonstrates surface constraint based deformation of a liver model with volumetric color representation. The intersection between the organ and the manipulator is visualized as green area on the volumetric image (Fig. 7-b). Fig. 7-d visualizes Mises stress value using overlaying red color on the

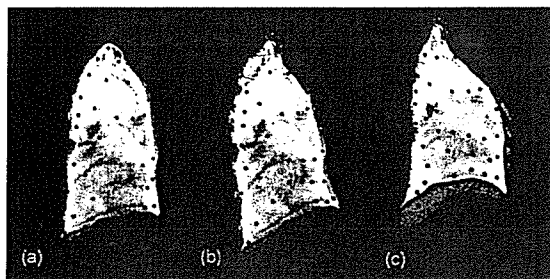


Fig. 6 Pinching manipulation and lung volume deformation results

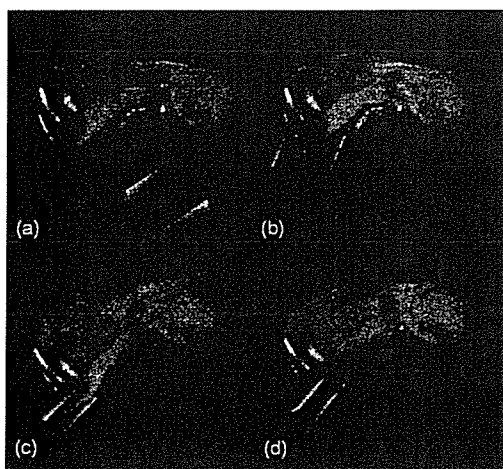


Fig. 7 Interactive surface constraint based manipulation and visualization: (a) liver volume model and manipulator, (b) real-time visualization of the volume area selected by the manipulator, (c) volume deformation and (d) volumetric color representation of the simulated Mises stress

model. This graphical representation is processed in real time and therefore interactive surgical simulation is performed.

CONCLUSION

As a first stage for developing advanced preoperative rehearsal system where surgeons try surgical procedure on patient's volumetric CT/MRI images, we proposed interactive volume manipulation and visualization methods. The results partly confirm the achieved quality and performance. As future direction, we plan clinical examination for validation of the FEM-based modeling and improvement of methods.

ACKNOWLEDGEMENTS

This research is supported by Grant-in-Aid for Scientific Research (S) (16100001) and Young Scientists (A) (16680024) from The Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

REFERENCES

1. B. Pflesser, R. Leuwer, U. Tiede, K.H. Hohne, "Planning and rehearsal of surgical interventions in the volume model", *Stud. Health Tech. Inform.* Vol. 70, pp. 259-264, 2000.
2. D. Weiskopf, K. Engel and T. Ertl: "Interactive Clipping Techniques for Texture-Based Volume Visualization and Volume Shading", *IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 9, No. 3, pp. 298-312, 2003.
3. M. Agus, A. Giachetti, E. Gobbetti, G. Zanetti and A. Zorcolo: "Adaptive techniques for real-time haptic and visual simulation of bone dissection", *Proc. of IEEE VR*, pp.102-109, 2003.
4. C. Rezk-Salama, M. Scheuring, G. Soza and G. Greiner: "Fast Volumetric Deformation on General Purpose Hardware", *Proc. The ACM SIGGRAPH / EUROGRAPHICS workshop on Graphics hardware*, pp. 17-24, 2001.
5. Y. Masutani, Y. Inoue, K. Ishii, N. Kumai, F. Kimura and I. Sakuma, "Development of surgical simulator based on FEM and deformable volume-rendering", *Proc. SPIE* Vol. 5367, p. 500-507, 2004
6. M. Nakao, Y. Kuroda, T. Sato, T. Kuroda and K. Minato, "Volume Interaction Framework for Preoperative Surgical Simulation on Volumetric Images", *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS2006)*, pp. 156-158, 2006.

Physics-Based Simulation of Surgical Fields for Preoperative Strategic Planning

Megumi Nakao · Tomohiro Kuroda · Hiroshi Oyama ·
Genichi Sakaguchi · Masashi Komeda

Received: 7 October 2005 / Accepted: 14 February 2006 / Published online: 12 September 2006
© Springer Science+Business Media, Inc. 2006

Abstract Although careful planning of surgical approach is a key for success of surgery, conventional planning and simulation tools cannot support detailed discussion. This issue is derived from the difficulty of estimating complex physical behavior of soft tissues provided by a series of surgical procedures like cutting and deformation. This paper proposes an adaptive physics-based framework that simulates both interactive cutting and accurate deformation on virtual bodies, and performs preoperative planning for supporting strategic discussion. We focus on limited use of the two models: A particle-based model and an FEM-based model considering required quality and performance in different situations. FEM-based deformation of incision accurately produces estimated surgical fields. Based on the framework, a strategic planning system was developed for supporting decision of surgical approach using 3D representation of the surgical fields. We applied clinical CT dataset of an aortic aneurysm

case to the system. Some experiments and usability tests confirmed that the system contributes to grasping 3D shape and location of the target organs and performs detailed discussion on patient-specific surgical approaches.

Keywords Preoperative planning · Surgical simulation · Physics-based modeling

Introduction

Computer graphics (CG) and virtual reality (VR) are finding increasing uses in the medical field. The visual and interactive characteristics of virtual reality are effective in understanding complex 3D structures of human bodies [1–3]. Computer-assisted systems based on VR techniques are widely utilized as essential tools for surgical planning and for evaluation of surgical intervention [4–6]. At present, some clinical uses have been reported especially in orthopaedic and plastic surgery [7].

Planning systems are also desired in the fields of cardiovascular and abdominal surgery. On the basis of our analysis, this demand is specifically derived from difficulty of deciding patient-specific best surgical approach. Surgical fields and obtainable view during surgery are clearly different due to various kinds of surgical approaches. Once the surgical field is adequately prepared and sufficient space is kept for manipulation, overall procedures become easy to perform.

Skilled surgeons proficiently estimate 3D surgical fields from 2D images using knowledge and experience, and determine the best surgical strategy. In spite of their effort, however, some unsuccessful results have been reported. Several reports describe that additional incision and emergent operation were sometimes required for complete treatment [8]. Although a variety of approaches are standardized based on

M. Nakao (✉)
Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science
and Technology, 8916-5 Takayama,
Ikoma, Nara, Japan
e-mail: meg@is.naist.jp

T. Kuroda
Department of Medical Informatics,
Kyoto University Hospital,
54 Kawahara, Sakyo, Kyoto, Japan

H. Oyama
Department of Clinical Bioinformatics,
Graduate School of Medicine, The University of Tokyo,
7-3-1 Hongo Bunkyo-ku, Tokyo, Japan

G. Sakaguchi · M. Komeda
Department of Cardiovascular Surgery, Graduate School of
Medicine, Kyoto University,
54 Kawahara, Sakyo, Kyoto, Japan

diseases, decision of the patient-specific best approach is a difficult task even for skilful surgeon. Especially, this trend appears in minimally invasive surgery and in rare cases with anamorphous.

Generally in surgery, cutting a body (e.g., skin and fat) and opening the incision create 3D geometry of the surgical field. Absolute location of the target organ, like an aorta or a heart in cardiovascular surgery, does not change unless the geometry is strongly affected by ablation process. Considering this feature, simulating above-mentioned surgical process provides effective estimation of surgical field, which is indispensable for detailed strategic planning of surgical approaches. However, the foregoing systems [3–7] cannot be applied to such planning use. To increase applicability of current planning tools, combination with accurate physics-based simulation is desired.

This study aims to establish a new approach to support planning of patient-specific surgical strategy using virtual reality-based simulation. An adaptive physics-based framework is proposed for simulating the essential procedures in constructing a surgical field. The proposed methods enable both interactive soft tissue cutting and finite element-based deformation of incision on virtual patient models. Based on the framework, we developed a strategic planning system that supports decision of surgical approach in cardiovascular surgery. This paper evaluates clinical significance of the system using patient CT dataset of an actual aneurysm case. Field trials are given with some cardiovascular surgeons, and characteristic effect of the strategic planning is confirmed.

Related work

Both soft tissue cutting and deformation of incision on virtual bodies efficiently simulates surgical procedures in constructing surgical fields. The estimated surgical field gives effective information to plan surgical strategy. Because surgeons desire to discuss and to rehearse various approaches while observing the estimated 3D surgical field, accurate and interactive simulation is required.

A volumetric and efficient topological modeling is essential to create incision based on a physics-based manner. So far, several approaches have been proposed to perform virtual cutting. Most foregoing methods that handle only surfaces of virtual objects are not useful for generating a deformed deep cut surface of incision where inner tissues spread apart through cutting manipulation [9, 10]. Although voxel-based models [11, 12] provide volumetric representation, they cannot support real-time deformation of soft tissues.

In order to simulate volumetric soft tissue cutting interactively, Bielser and Gross [13] employ a tetrahedral subdivision scheme. Tetrahedral subdivision is useful to define cut surfaces and valid mesh modification. At present, more

detailed subdivision algorithms [14, 15] are proposed. In order to represent real-time physical behavior during cutting soft tissue, particle-based models (mass-spring models) [16–19] are normally applied for performing interactive update rates while handling mesh modification. In case of applying particle-based models, however, simulation accuracy is a key problem for realistic surgery simulation. This problem is mostly due to computational properties of particle systems that are sensitive to their own topology. To perform accurate simulation, the virtual object has to consist of fine and detailed mesh, and proper parameter setting of elements is also required. However, increase of elements (or calculation cost) becomes a serious drawback to interactive simulation, and therefore providing accurate deformation of incision is currently one of the significant research issues.

On the other hand, a finite element method (FEM) [4,20,21] is known as the computationally most accurate model to simulate biomechanical behavior of elastic soft tissues. Although FEM-based simulation provides accurate and stable deformation, it takes large cost in calculation. To perform real-time interaction with a volumetric deformable object, a condensation technique [20] is proposed. However, this approach requires pre-computation, which is incompatible with topological change in cutting simulation. Several models [22, 23] also enable interactive cutting based on finite element formulation, the quantitative validation is not confirmed, and further adaptation is needed for practical planning use.

From this viewpoint, forgoing methods cannot be applied directly to estimate surgical fields. Also, such practical applications that enable planning of surgical approach are not proposed or developed. To improve applicability of both current models and computer-assisted planning, this paper presents an integrated simulation framework, and aims to develop virtual reality-based strategic planning system.

Physics-based simulation of constructing surgical view

In order to simulate construction of surgical fields, we focus on a series of surgical procedures: Cutting and deformation of incision, and extract the following functions that should be provided by the planning system.

- Interactive performance on detailed models
- Complete subdivision of tetrahedral mesh
- Fast remodeling of stiffness matrix
- FEM-based deformation of incision in real time

To satisfy these requirements on standard PCs, this paper gives an adaptive physics-based framework to simulate surgical procedures in constructing surgical fields. Figure 1 illustrates outline of the methods. The framework has two

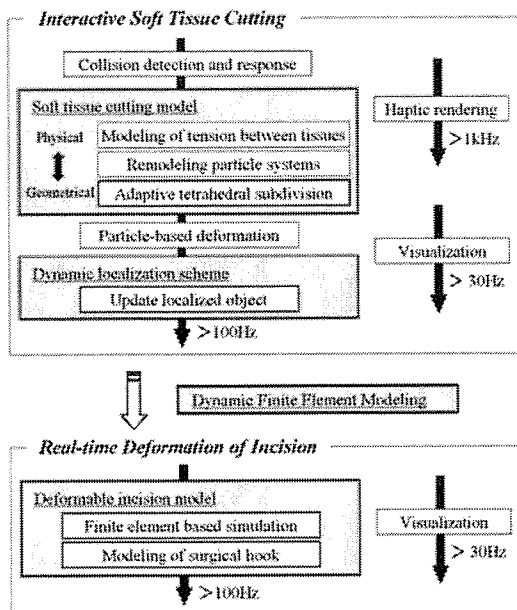


Fig. 1 Adaptive physics-based simulation framework

simulation parts: Interactive soft tissue cutting and real-time deformation of incision.

The interactive cutting part provides efficient and stable computation, and can be applied to large dataset that have huge elements. A particle-based model and a fast computational structure are employed to perform interactive simulation. Also, modeling of stiffness matrix using a complete tetrahedral subdivision scheme enable finite element-based deformation after mesh modification. This adaptation of the models aims to perform both interactive performance and simulation accuracy suitable for each surgical procedure.

Adaptive tetrahedral subdivision

In order to create cut surfaces for visualizing volumetric incision on virtual anatomical models, new edges and polygons are needed. However, complex description [13–15] is required to inherit topology of tetrahedral objects, and radical increase of the elements becomes a serious drawback to interactive simulation. For this issue, this paper presents adaptive tetrahedral subdivision that describes complete and minimized mesh modification.

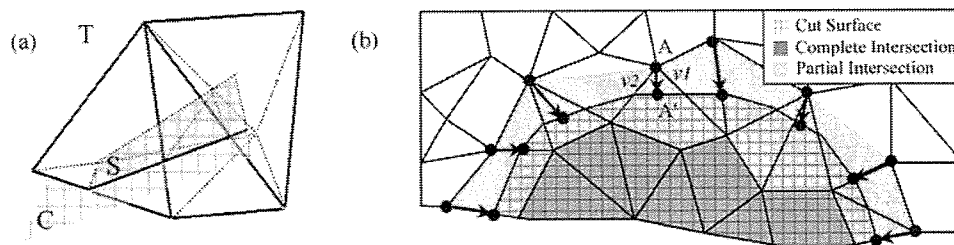
For concrete description of the methods, we assume a situation that a virtual scalpel cuts into a 3D virtual body that is composed of tetrahedral mesh. Movement of the virtual scalpel defines a clipping plane C, which clips a cut surface S from tetrahedral objects T. Figure 2(a) illustrates the relationship between these three elements. Note that incomplete intersection appears at some tetrahedra because C is given as a partial plane by cutting manipulation. This incomplete intersection is shown at the rightmost tetrahedron of T in Fig. 2(a). For this situation, we define the cut surface S by removing incomplete intersection instead of handling complex patterns [14, 15] of the whole intersection. Definite solution that removes incomplete intersection is illustrated in Fig. 2(b), which represents movement of vertices on the clipping plane C. For example, the vertex A is updated to the vertex A' on the boundary B of the clipped area C. The movement vector of the vertex is given as an average of edge vectors (v_1, v_2) that intersect at B. All adjacent vertices outside of the area C are moved and replaced on its boundary B.

The cut surface S can be simply represented as combination of the two intersection patterns in Fig. 3. Some edges are inserted into the object to define complete subdivision for finite element modeling. The generated surface S provides volumetric incision. In order to describe small deformation of incision while cutting tissues, a remodeling scheme of the particle-based system [24, 25] is applied to all edges that are clipped by C. The scheme represents internal tension: Biomechanical characteristics of soft tissues including skins, fats, muscles, and organs.

Implementation of the methods is simple because complex description of subdivision patterns is not required. Moreover, this approach provides more efficient solution that reduces growth rates of vertices than that proposed in foregoing works [13–15].

Due to the fact that increase of elements grows up calculation cost, large-scale simulation that handles all elements of virtual bodies cannot produce interactive performance. To solve this problem, J. Berkeley *et al.* reduced calculation cost and achieved valid solution using localization of simulation area [26]. However, since the method aims to provide static localization in the stage of pre-processing, it must not be applied to global and dynamic manipulation directly. We

Fig. 2 Definition of cut surface (C: clipping plane, S: cut surface, T: tetrahedral object): (a) Intersection between a clipping plane and tetrahedra, (b) movement of vertices on the clipping plane



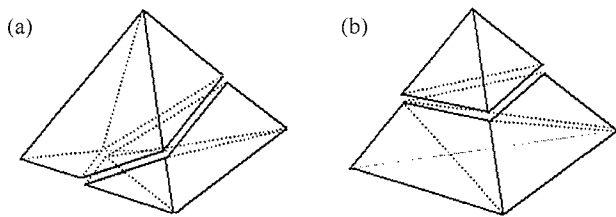


Fig. 3 Minimal tetrahedral subdivision: (a) Four-edge intersection and (b) three-edge intersection

improve the method, and produce an advanced approach to perform dynamic localization.

Figure 4 shows an image of the proposed dynamic localization. Since physical interference in actual tissue cutting does not influence on large area, it is reasonable to assume that only a part of vertices around the contacted point are affected by physics-based simulation. The fixed vertices allow not only controlling calculation cost but also keeping the physical system stable.

To concrete this scheme computationally, a hierarchy of elements is constructed using adjacent information. In the pre-processing stage, a class structure is developed to manage a 3D anatomical object that consists of primitive elements: Vertices, edges, polygons, and tetrahedra. All edges, polygons, and tetrahedra have pointers of their component vertices, and hold relational information such as adjacent, parent and child elements. This class structure makes it easy to access and to search topologically related elements and computational cost in constructing hierarchy of elements can be efficiently reduced.

Figure 5 illustrates a mechanism of dynamic localization using the hierarchy of vertices. The root node of the tree is dynamically updated to the nearest vertex around a tip of the virtual scalpel. When collision between the scalpel and the tissue is detected, the nearest surface vertex in Fig. 4 is assigned as a root vertex, and its children are configured as adjacent vertices. Note that the hierarchy is reconstructed partially using stored relational information between elements. The depth d or the number of vertices n briefly manage the level of localization. For example in Fig. 5, the number of free vertices is 10. When the hierarchical structure is con-

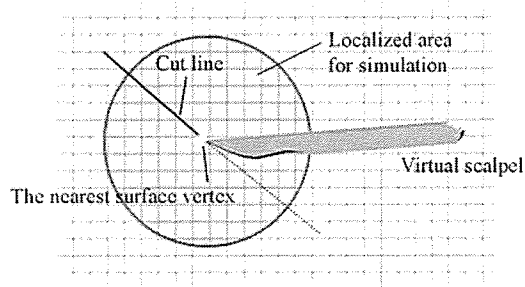


Fig. 4 Outline of dynamic localization

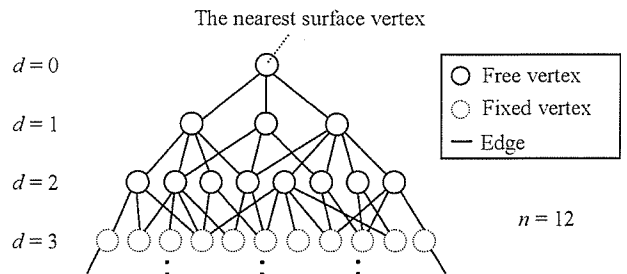


Fig. 5 Localization of calculation using hierarchical structure of elements

structed, fixed status is initially given to all vertices and then 10 vertices are freed by breadth-first search. Thus, using the number of vertex as a threshold of localization, the lower vertices in the tree are fixed and the upper vertices are allowed to move for deformation. This procedure is processed per one simulation cycle and allows users to adjust simulation accuracy and interactive performance.

FEM-based deformation of incision

Next, this section presents a modeling scheme that enables finite element-based simulation after cutting manipulation.

As described above, we applied a particle-based model to achieve interactive performance in cutting simulation. However, the particle system does not allow accurate modeling of elastic properties. In this situation, finite element method based on linear elasticity theory is useful. Although pre-processed finite element model can optimize calculation cost, condensation techniques [20] have been incompatible with cutting simulation because it requires time-consuming manual pre-processing.

For providing FEM-based deformation in real time even after topology modification, the proposed scheme aims to switch the particle-based model to the linear finite element model [20] automatically as a background process. This process constructs a condensed inverse matrix by the following procedures.

1. The modeling area is defined around incision by integrating whole area localized by dynamic localization in Fig. 4.
2. All tetrahedra in the modeling area form a localized elastic object, and all vertices outside the area are fixed.
3. The inverse stiffness matrix of the localized object is calculated automatically from assigned elastic parameters (Young's modulus and Poisson's ratio).
4. Parallel CPU workstations with a shared memory efficiently support the proposed scheme (Fig. 6). A first CPU continues calculation of particle-based deformation for interactive and valid estimation, while a second CPU is processing the modeling algorithms. Once the inverse stiffness matrix is constructed, finite element-based

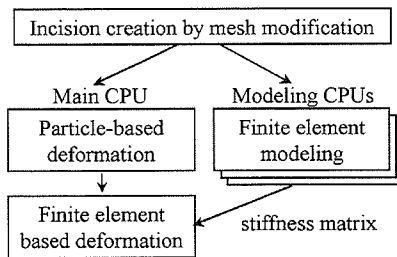


Fig. 6 Dynamic finite element modeling

simulation is given. If other CPUs calculate larger matrices, more accurate simulation can be performed after each process is over. To perform seamless switch of the two models completely, proper parameters should be assigned to the particle system based on finite element formulation. However, in this case, strict parameter setting is not essential because deformation of incision is still small just after cutting manipulation.

A virtual hook model

In real surgery, a surgical hook is used to open incision for setting up surgical fields. To simulate such physical behavior, we give a virtual hook model and perform FEM-based deformation of incision. Interaction between the surgical hook and the incision is simplified as point-based interaction between several control points and the virtual body. Figure 7 illustrates the virtual hook model using two control points per one hook. The direction for opening incision is defined as a normal of the cutting vector.

This approach enables widespread deformation in real time as well as simulates valid physical interaction between virtual bodies and surgical hooks. Increasing the number of control points provides accurate simulation results instead of requiring large calculation cost. The optimized number of control points is determined under the condition that the system maintains over 30 Hz refresh rate.

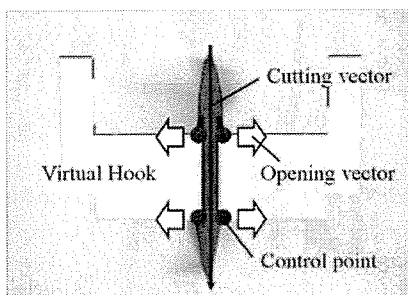


Fig. 7 A virtual hook model to simulate widespread deformation of incision

Hybrid virtual body

For supporting strategic planning of soft tissue surgery, VR-based preoperative rehearsal system requires both interactive simulation and high-quality visualization of soft tissues. Although a voxel-based representation (Fig. 8(a)) is currently used for diagnosis or preoperative planning, it is incompatible with physics-based soft tissue simulation. So far, most studies adopted model surfaces because of achieving interactive performance. Although surfaces are compact and easy to render, surface representation lacks internal information. In addition, large number of surfaces are required to visualize complex 3D geometry of anatomical structures (e.g., myocardium and blood vessels etc.). Also, strict volume segmentation and surface reconstruction from medical images are time-consuming tasks.

In order to provide interactive simulation while visualizing key features like coronary, this study proposes an efficient hybrid approach to construct virtual bodies. Figure 8(b and c) illustrates a hybrid virtual model which is composed of both tetrahedral mesh and voxels. Because this paper handles physics-based simulation on the body, tetrahedral mesh is used to represent a breast part and other inner tissues consist of voxels. This adaptation is useful to establish both interactive simulation and high-quality volume rendering of tissue status. Note that this hybrid approach does not require high-cost manual segmentation because the breast part is easily extracted from CT/MRI dataset.

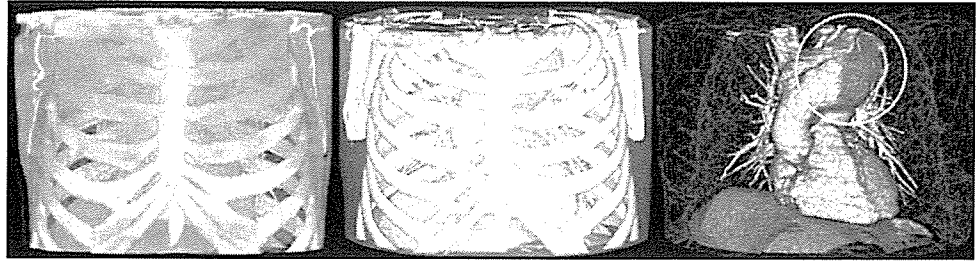
Evaluation and results

This chapter examines functions and availability of the proposed methods for preoperative strategic planning. Several experiments were given by applying clinical dataset measured from CT.

System configuration

The overall methods were integrated into the interactive simulation framework, and a strategic planning system was constructed. The simulation framework was installed on a standard PC (CPU: Pentium 4 Dual 2.4G Hz, Memory: 1024 MB, Graphic Card: nVidia Quadro4 900 XGL and OS: Windows XP). Force feedback during cutting manipulation is simply provided based on the haptic rendering scheme [27] through a PHANTOM (Sensable Technologies). Surgical plans or incision are also given on virtual bodies directly by mouse manipulation based on the 3D input method [28]. The simulation results strictly fulfill interactive refresh rate, 30 Hz for visual feedback and 1000 Hz for haptic feedback.

Fig. 8 (a) Voxel-based model and (b and c) hybrid model mixing mesh and voxel for enabling both real-time computation and high-quality visualization



Quality and performance of interactive cutting

This section demonstrates quality and performance of the methods. Clinical CT images (256^3 voxels) in an aneurysm case were adopted. We constructed the hybrid virtual body from CT voxels using modeling software Amira 3.1 (Mercury Inc.). Firstly, we eliminated 3D lung region by filtering lung voxels based on CT value. Then, the chest wall was semi-automatically extracted by cutting out 3D heart region based on region growing algorithms and manual paint tools. After the labeling stage, 3D surfaces of a chest wall were created, and then divided into finite tetrahedra. The reconstructed virtual chest object has 17,582 vertices, 100,807 edges, 19,964 polygons, and 73,279 tetrahedra. The internal voxels were obtained by subtracting the chest wall part from the entire body voxels. Also, bone was extracted based on CT value from chest wall voxels. This process takes approximately 10 min. Thus, since the geometry of the chest wall is not complex, the hybrid virtual body is simply constructed.

Figure 8 shows the constructed hybrid model and compares it with an ordinary volume rendering result of entire voxels. Bone and internal structure like the heart and the blood vessels are voxel models and chest wall is composed by tetrahedral mesh (see Fig. 8(b) and (c)). This hybrid virtual body performs both physics-based simulation and visualization of the target organs and tissues like aneurysm, coronary and internal artery. The 3D positional relationship is the key information for planning surgical approach.

Interactive cutting and simulated volumetric cut on the chest wall mesh are demonstrated in Fig. 9. A bright part of the chest wall near the virtual scalpel represents the localized area where physical simulation is applied. In this case, the localization depth was set as 4. The area dynamically moves to follow the tip of the virtual scalpel. Intersected tetrahedra

by the scalpel are subdivided, and deformed incision is represented by relaxation of internal tension [24, 25] between elements. Figure 10 shows some examples of cuts with different tension. In this case, average calculation time per one frame was 2.3 ms.

To clear the performance of mesh modification techniques, average increase of elements after cutting manipulation are compared between some models. Table 1 shows increase of elements and subdivision patterns required for implementation. Model 1 is generalized subdivision. This model gives static subdivision per tetrahedron and yields lots of new tetrahedra. Models 2 [13] and 3 [15] handle several subdivision patterns and reduce creation of new elements. Model 4 is the proposed adaptive tetrahedral subdivision. Compared to other existing models, the increase of elements is restrained and only two patterns like in Fig. 3 are taken into consideration. Thus, the proposed subdivision scheme moderates increase of calculation time in addition to enabling simple implementation.

Finite element-based deformation of incision

Although the particle-based model efficiently simulates small deformation and intuitive visual appearance during cutting manipulation, it does not assure accurate deformation results based on continuous elastic theory. In order to perform valid estimation of the surgical field, our main strategy is to use FEM-based simulation for estimating deformation of incision.

In order to use the two simulation models compatibly, modeling time (e.g., matrix calculation time) and update time per deformation are essential. Calculation time for finite element modeling depends on the number of target vertices in localized area near the incision. In Fig. 9, 462 vertices

Fig. 9 Interactive soft tissue cutting on virtual chest wall (1, 2, and 3 s)

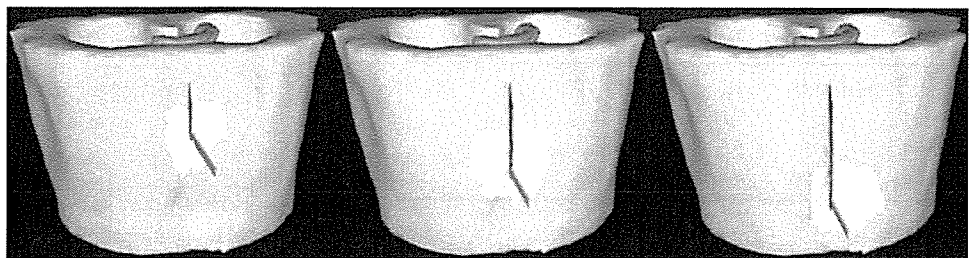
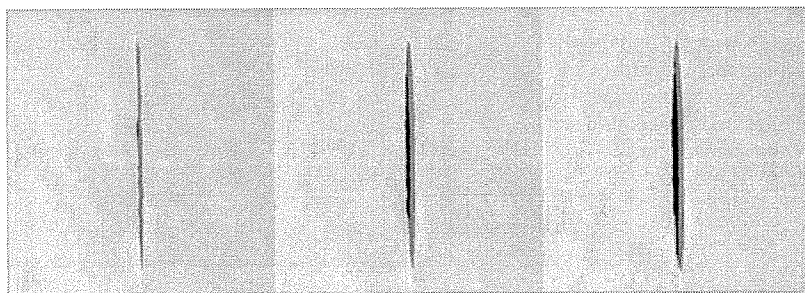


Fig. 10. Example of simulated incision in case of 2, 4, and 6% tension



around incision become the modeling targets and 8.4 s is required for constructing the stiffness matrix. The localization scheme reduces modeling cost and gives valid estimation based on physical characteristics of soft tissues. This approach allows the user to input the incision interactively and to simulate accurate FEM-based deformation after several seconds.

Next, we confirm quality and performance of FEM-based deformation of incision using the proposed virtual hook model with four or eight control points. As shown in Fig. 11, deformed incision depends on the number of control points. In case of (b), smooth incision is provided. However, even in the eight control point case, the shape of incision seems not to follow the hook shape. Since the control points become boundary condition to the FEM model, the deformation results are influenced by their placement on the model. Although more accurate simulation results are obtained using a detailed hook model, increase of control points becomes drawback to real-time deformation. In case of Fig. 11, the calculation time per one frame was 1.91 and 7.54 ms, respectively. Because large incision is estimated to be at most 40 cm in surgery, this quality and performance are valid for specific planning use.

Clinical trial

Thirdly, field trials were given with four cardiovascular surgeons using the developed system and clinical CT dataset. Figure 12 illustrates a hybrid virtual body reconstructed from an aortic arch aneurysm case. The chest wall consists of tetrahedral mesh and other parts like bone, aorta, and heart are voxels.

Table 1 Comparison of mesh modification techniques

	Increase of elements (Average)	Subdivision pattern
Model 1 (General)	16	1
Model 2	8.6	5
Model 3	5.6	11
Model 4 (Adaptive)	4.8	2

2D CT images were first presented to the surgeons. The surgeons discussed the best approach by the conventional way used in the current preoperative planning. Three standard approaches: Median incision approach, intercostal incision approach, and distal incision approach were considered. Consequently, two surgeons selected median incision approach and the other surgeons selected intercostal approach.

To support discussion for these two approaches, the developed planning system was used. The surgeons rehearsed procedures in approaching the target aneurysm region. Cutting line was given on the 3D virtual patient model and incision was opened interactively. Figure 12(a) illustrates the planned median incision and the estimated surgical field. The simulation results show that median incision approach is easy to palpate aortic arch around the aneurysm for grasping sclerosis status. However, a part of distal aneurysm cannot be observed. Thus, the surgeons confirmed several key points that require careful treatment in surgery. Figure 12(b) shows the intercostal incision approach and the estimated surgical field. Although this approach enables surgeons to recognize whole shape of aneurysm, it also suggests a possibility of removing the costal. The surgeons compared the two approaches using simulation results and determined intercostal incision approach is better based on the relationship of the aneurism region and the surgical field.

We also gave another experiment, which is totally virtual preoperative planning of minimally invasive direct coronary artery bypass grafting (MIDCAB). Surgeons gave

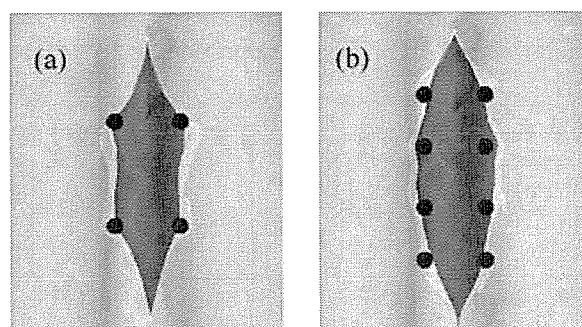
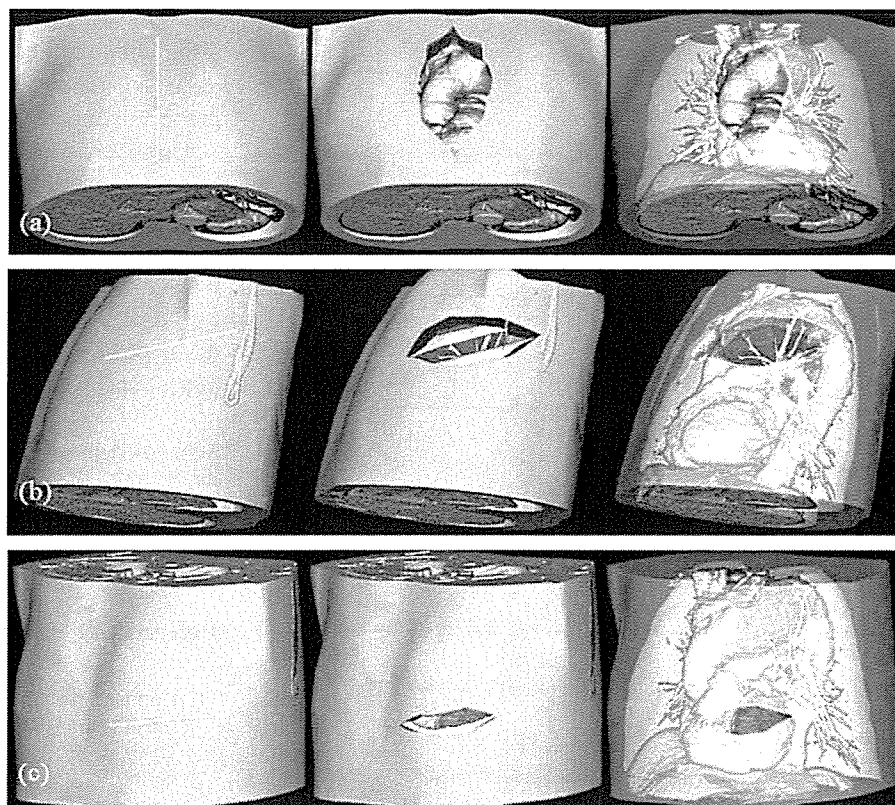


Fig. 11 Deformation of incision using four and eight control points

Fig. 12 Results of strategic approach planning of aorta aneurysm surgery. (a) Rehearsing midline incision approach and estimated surgical field. Aneurysm is partly observed. (b) Intercostal incision approach. Aneurysm is grasped without bone. (c) Surgical approach selected in virtual MIDCAB planning. Anastomotic point is located at the center of surgical field



cutting lines for approaching the region and the target point where an internal artery is connected was visualized on the 3D patient model. Four different approaches were proposed (Fig. 12(c)). The surgeons carefully observed relationship of the target point and incision and selected one best approach. The target point of the selected approach is located in the center of the surgical field. The surgeons used this factor to determine the best approach and adjusted incision by rotating or enlarging the virtual body. These results show the reconstructed surgical field is efficient to discuss fine adjustment of incision in minimally invasive surgery.

Characteristic evaluation

Finally, characteristic evaluation was given based on the results of the field trials. Each surgeon marked one to five points to six questions on a questionnaire. The first three questions: 3D shape, location, and quality of the simulated surgical field are selected as functional requirements for strategic planning. Planning effect, crisis recognition, and overall necessity are also examined in order to evaluate availability of the total system.

The averages of the points are designated in Fig. 13. The results assure that the simulated images of the system are sufficient to grasp 3D shape and location of the organs in the surgical field. However, as a result

of discussion with the surgeons, they require more detailed image of other minute organs and tissues such as coronaries and nerves. From this viewpoint, they commented the increase of overall applicability of the system required to improve visual quality of anatomical information.

Discussion

The result of evaluation demonstrates that the developed system simulates procedures for setting up surgical fields and efficiently supports planning of surgical approach. On the other hand, several issues on the system are also revealed.

In this paper, uniform value is used for elastic parameters (e.g., springs and their tension) of the model. For improving reality of interactive cutting, detailed parameter setting is required considering topology of the mesh. However, resetting all parameters of particle systems is time-consuming task and is not always necessary because deformation of incision is still small during cutting manipulation. After cutting operation, accurate deformation of incision is provided based on finite element formulation.

Although the developed framework employs a linear finite element model for performing accurate simulation results, deformation of incision by surgical hooks become large especially in open surgery. In this case, the linear elastic model

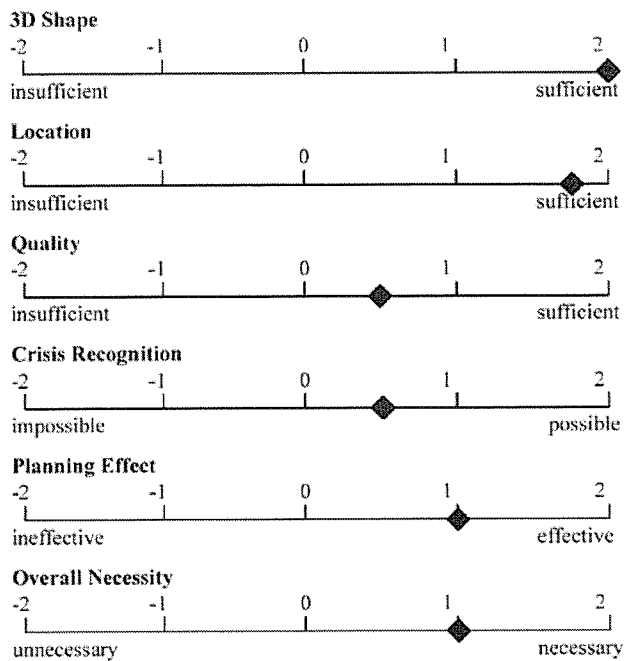


Fig. 13 Characteristic evaluation of the strategic planning system

is not sufficient due to non-linear anisotropic characteristics of soft tissues. In order to simulate such physical behavior, several methods [29] have been reported.

Regarding functions of the planning system, several procedures (e.g., ablation) in setting up surgical fields are skipped. This assumption is effective under the condition that the target organ does not change its position drastically like in minimally invasive surgery or in some cases of thoracic surgery. To improve applicability of the system, influence of both organ–organ interaction and ablation process should be handled.

Consequently, our future direction is to improve quality and performance of the physics-based framework and to examine validation of the system through clinical trials.

Conclusion

This paper first proposes an adaptive physics-based framework that simulates both interactive cutting and accurate deformation on reconstructed virtual bodies.

The framework modifies tetrahedral mesh via cutting manipulation, and then constructs stiffness matrix required for finite element-based simulation. This adaptive subdivision is simple for implementation and efficiently reduces increase of elements. In addition, the fast computation scheme provides valid solution for simulating widespread soft tissue cutting interactively.

A deformable incision model using a virtual hook enables widespread deformation in real time, and simulates construc-

tion of estimated surgical field. Improving simulation quality using online finite element modeling is effective to achieve realistic estimation of intra-operative physical behavior for preoperative planning.

Using the proposed methods, we developed a strategic planning system that supports decision of surgical approach, and applied measured clinical dataset of an aortic aneurysm case. Some experiments and usability tests made it clear that the system contributes to grasping 3D shape and location of the target organs. These results confirm that the developed system efficiently supports detailed planning of patient-specific surgical approaches.

Acknowledgments This research is supported by Grant-in-Aid for Scientific Research (S) (16100001) and Young Scientists (A) (16680024) from The Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

References

- Gorman, P. J., Meier, A. H., and Krummel, M., Computer-assisted training and learning in surgery. *Comput. Aided Surg.* 5:120–127, 2000.
- Gross, M., Graphics in medicine: From visualization to surgery simulation. *ACM Comput. Graph.* 32:53–56, 1998.
- Hohne, K. H., Pflessner, B., Pommert, A., Riemer, M., Schiemann, T. H., Schubert, R., and Tiede, U., A new representation of knowledge concerning human anatomy and function. *Nat. Med.* 1(6):506–511, 1995.
- Koch, R. M., Gross, M. H., Carls, F. R., Bren, D. F., Fankhauser, G., and Parish, Y. I. H., Simulating facial surgery using finite element models. *ACM SIGGRAPH* 421–428, 1996.
- Xia, J., James, X., Horace, H. S. I., Nabil, S., Helena, T. F. W., Jaime, G., Dongfeng, W., Richie, W. K. Y., Christy, S. B. K., and Henk, T., Three-dimensional virtual-reality surgical planning and soft-tissue prediction for orthognathic surgery. *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.* 5(2):97–107, 2001.
- Preim, B., Spindler, W., Oldhafer, K. J., and Peitgen, H. O., 3D-Interaction techniques for planning of oncologic soft tissue operations. *Proc. Graph. Interface* 2001.
- Ehrhardt, J., Handels, H., Malina, T., Strathmann, B., Plotz, W., and Poppl, S. J., Atlas-based segmentation of bone structures to support the virtual planning of hip operations. *Int. J. Med. Inform.* 64:439–447, 2001.
- Omoto, R., *Minimally Invasive Cardiac Simulation*, Shindan to Chiryō Inc., Japan, 1999.
- Basdogan, C., Ho, C. H., and Srinivasan, M. A., Simulation of tissue cutting and bleeding for laparoscopic surgery using auxiliary surfaces. *Med. Meets Virtual Real.* 38–44, 1999.
- Bruyns, C., Senger, S., Interactive cutting of 3D surface meshes. *Comput. Graph.* 25:635–642, 2001.
- Reining, K. D., Rush, C. G., Pelster, H. L., Spitzerm, V. M., and Heath, J. A., Real-time visually and haptically accurate surgical simulation. *Health Care Inform. Age* 542–546, 1996.
- Pflessner, B., Petersik, A., Tiede, U., Hohne, K. H., and Leuwer, R., Volume cutting for virtual petrous bone surgery. *Comput. Aided Surg.* 7(4):74–83, 2002.
- Bielser, D., and Gross, M. H., Interactive simulation of surgical cuts. *Pac. Graph.* 116–125, 2000.

14. Ganovelli, F., Cignoni, P., Montani, C., and Scopigno, R., Enabling cuts on multiresolution representation. *Vis. Comput.* 17:274–286, 2001.
15. Mor, A., Progressive cutting with minimal new element creation of soft tissue models for interactive surgical simulation. Doctoral Dissertation, Tech. Report CMU-RI-TR-01-29, Robotics Institute, 2001.
16. Braff, D., and Witkin, A., Physically based modeling: Principles and practice. *ACM SIGGRAPH97 Course Notes*, 1997.
17. Gibson, S., and Mirtich, B., A survey of deformable modeling in computer graphics. *MERL Tech. Rep.*, TR97-19, 1997.
18. Nedel, L. P., and Thalmann, D., Real time muscle deformations using mass-spring systems. *Comput. Graph. Int.* 156–165, 1998.
19. Kuhnappel, U., Cakmak, H. K., and Mass, H., Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. *Comput. Graph.* 24(5):671–682, 2000.
20. Bro-Nielsen, M., and Cotin, S., Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation. *Eurograph. Comput. Graph. Forum* 15(3):57–66, 1996.
21. Hirota, K., and Kaneko, T., A method of representing soft tissue object in virtual environment. *Trans. IPSJ* 39(12):3261–3268, 1998.
22. Cotin, S., Herve, D., and Ayache, N., A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and system. *Vis. Comput.* 16:437–452, 2000.
23. Nienhuys, H. W., and Stappen, A. F., A surgery simulation supporting cuts and finite element deformation. *MICCAI* 153–160, 2001.
24. Nakao, M., Kuroda, T., Oyama, H., Komori, M., Matsuda, T., and Takahashi, T., Planning and training of minimally invasive surgery by integrating soft tissue cuts with surgical views reproduction. *CARS* 13–18, 2002.
25. Nakao, M., Kuroda, T., Oyama, H., Komori, M., Matsuda, T., and Takahashi, T., Combining volumetric soft tissue cuts for interventional surgery simulation. *MICCAI* 178–185, 2002.
26. Berkley, J., Weghorst, S., Gladstone, H., Gaugi, G., Berg, D., and Ganter, M., Banded matrix approach to finite element modeling for soft tissue simulation. *Virtual Real. Res. Dev. Appl.* 4:203–212, 1999.
27. Ruspini, D., Kolarov, K., and Khatib, O., The haptic display of complex graphical environments. *ACM SIGGRAPH* 345–52, 1997.
28. Nakao, M., Kuroda, T., and Oyama, H., An input method of surgical plans by mouse manipulation. *Hum. Interface Symp.* 301–304, 2002.
29. Picinbono, G., Delingette, F., and Ayache, N., Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgical simulation. *INRIA Yearly Activity Rep.* 2000.

別刷

日本バーチャルリアリティ学会 論文誌

日本バーチャルリアリティ学会

多指力覚提示装置を用いた 臓器圧排シミュレータに関する研究

黒田嘉宏^{*1} 平井真^{*2} 中尾恵^{*3} 佐藤寿彦^{*4} 黒田知宏^{*5} 長瀬啓介^{*5} 吉原博幸^{*5}

A Study on Organ Exclusion Simulator with Multi-finger Force Feedback Device

Yoshihiro Kuroda^{*1} Makoto Hirai^{*2} Megumi Nakao^{*3}, Toshihiko Sato^{*4}
Tomohiro Kuroda^{*5} Keisuke Nagase^{*5} and Hiroyuki Yoshihara^{*5}

Abstract — In conventional medical education, residents train their skills via clinical experiences (OJT). Virtual reality (VR) based training simulator comes under the spotlight as a powerful tool to solve the problem. Exclusion is a surgical manipulation of pushing aside organ to make a hidden tissue visible or enlarge work space. Improper manipulation causes fatal damage. This study aims to develop VR based exclusion training simulator. Multiple-finger interaction method with an elastic object is developed and glove-type multi-finger haptic device is integrated to the system. The prototype equips interactive visualization of stress distribution under exclusion. The system enables real-time calculation of deformation, reaction force and stress. The result of trial training suggested that the display of stress distribution enable effective training. Subjective evaluation by medical doctors proved the effectiveness of the system for exclusion simulator.

Keywords: Multi-finger Interaction, Force Feedback, Surgical Simulation

1. はじめに

従来、手術手技の技能習得には、模型や動物を用いた訓練が一部行われていたが、大半は実際の患者を治療しながらの実地訓練(OJT: On the Job Training)が行われてきた。しかし、実地訓練では、十分な技能をもたない医師の執刀によって患者を傷つけてしまう危険性があり、医療事故に繋がる恐れがある。また、動物愛護運動による訓練機会の減少や新術式の技能習得に要する労力増大といった問題も生じている。

このような背景から、Virtual reality (VR, 人工現実感) 技術に基づく仮想人体を用いた、安全かつ高率的手術訓練環境の実現が期待されている。

VR シミュレーションを用いた手術訓練システムの研究開発は盛んに行われており、既に一部は製品

化されている[1,2,3]。MistTM は特定の術式に依存しない基本運動能力の訓練を目的としている[1]。LapSimTM や LapMentorTM などは縫合などの基本手技や内視鏡による胆嚢摘出術など特定術式の訓練環境を提供している[2,3]。また、訓練効果に関する検証報告も増加しており、VR シミュレータを用いた訓練による手術室での技能向上の効果が報告されている [4]。さらに、近年は、様々な術式における手術シミュレータ構築を促進するため、手術シミュレータ構築用のシミュレーションライブラリやプラットフォームの開発[5,6,7]、手術書からの手術シーン自動構築技術の開発[8]が行われている。また、VR シミュレータを用いた研修医訓練センター[9,10,11]の設立が世界各地で報告されており、臨床教育現場でのシミュレータ実応用の加速が期待される。既にVR シミュレータを用いた訓練が一般化した自動車、航空機分野と同様、VR シミュレータを用いた訓練が医療手技訓練の一形態として今後益々浸透してゆくと考えられる。

近年は、手術手技や臓器力学特性のモデリング技術の発達により、触診、切開、縫合、穿刺といった手技のシミュレーションが可能となっている [12,13,14,15,16]。しかし、臓器の背後に隠れた血管の処置や作業スペースの確保を目的として術中に

*1: 大阪大学大学院 基礎工学研究科

*2: (株)神戸製鋼所 生産システム研究所

*3: 奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科

*4: 京都大学再生医科学研究所

*5: 京都大学医学部附属病院 医療情報部

*1: Graduate School of Engineering Science, Osaka University

*2: Production Systems Research Laboratory, Kobe Steel, Ltd.

*3: Graduate School of Information Science, Nara Institute of Science and Technology

*4: Institute for Frontier Medical Sciences, Kyoto University

*5: Dept. of Medical Informatics, Kyoto University Hospital

物体を、臓器を押しつける操作(圧排)を対象としたシミュレーションはこれまでになかった。不適切な操作により臓器損傷を引き起こす可能性も高く、安全な手術の遂行のために実際の手術を行う前に十分な技能の習得が求められる。

本研究では、複数指での弾性体インタラクション手法を開発し、多指力覚提示装置、高精度な物理変形シミュレーション技術、ハプティックレンダリング技術等を用いた臓器圧排訓練システムを提案する。模擬訓練実験により、提案システムによる圧排訓練の効率化について検証する。また、実臓器形状に基づいて試作した肝臓圧排シミュレータについて医師から評価を得ることで、提案システムの有効性や有用性、今後の方向性について検討する。

2. 臓器圧排シミュレーション

2.1 圧排手技

圧排とは、外科手術において視野や作業空間を確保することを目的に、臓器を押しつける医療手技である。圧排では、臓器を変形させることが前提である一方、過剰な力や不適切な操作によって臓器損傷を引き起こす危険性がある。安全な圧排を行うためには、応力を低く保った状態で臓器を操作する技能を身につけることが肝要である。図1は、肝臓の圧排を示している。手前の肝臓を手で圧排することで、背後の大静脈が見える状況を作っている。

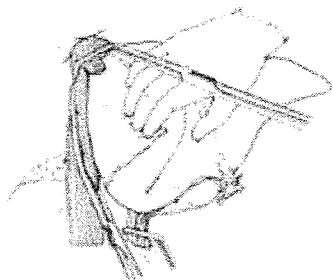


図1 肝臓の圧排
Fig.1 Exclusion of liver

物体を操作する場合の手指の使い方には様々なバリエーションがあり得る。突く、引っ張る、なでる、つかむ、押しつけるなどの操作の中で、変形によって空間を作り出す圧排では、主に、引っ張る、押しつけるといった操作が該当する。圧排は、物体を手指で拘束した状態、つまり把持して行う操作である。Cutkosky と Howe は、把持(grasp)を力把持(power grasp)と精細把持(precise grasp)とに大きく分類している[17]。力把持とは、大きな力を物体に加える場

合に行われる把持を指しており、指先以外に手のひらや指の中間などを用いて手全体で物体に力を加える場合をいう。一方、精細把持とは、微細な力の制御が必要な場合に行われる把持を指しており、力のセンシング能力が高く微細な力制御を行いやすい指先のみが使われる場合をいう。圧排において、高い技術が必要とされ、特に訓練が求められるのは指先を用いる精細把持である。

2.2 生体組織モデリングと力覚応答シミュレーション

生体工学や生理学の分野で、生体組織の詳細な挙動の記述[18]や細胞レベルでのマイクロな相互作用からのマクロな臓器挙動のシミュレーション[19]など、生体組織モデリング技術の高度化が進んでいる。生体組織は非等方性や非線形性などの性質をもつ。しかし、力覚応答を伴う手術シミュレーションでは、高い応答性が求められるため、現在の計算機能力では人体臓器のもつ全ての特性を備えたシミュレーションを行うことはできない。視覚提示では 30Hz、力覚提示では 300Hz あるいは 1000Hz 以上といった高い更新周波数でユーザの操作に対する VR シミュレーションの応答が必要とされる[20]。従って、これまでの手術シミュレータ開発においても、用途に応じてシミュレーション機能や精度を選択することが一般的に行われてきた。

多指力覚提示装置を用いた医用シミュレータの例は少ない。オオマらは乳癌触診シミュレータを開発しているが[21]、臓器損傷を引き起こさないことを目的とする圧排とは目的が異なり、また複数指での力覚提示に関する詳細が明らかではない。鈴木らの研究では、弾性分点を高精度に反映した反力提示や応力の可視化は行われていない[22]。

複数指に力覚提示可能な装置としては、PHANTOM[23]、SPIDAR-8、CyberForce などがある。PHANTOM は接触された場所から各指をアームで制御するため、3本の指に力覚提示する場合、アームどうしの干渉が問題となる。SPIDAR-8 は多方向から張った糸で各指の制御を行っており、ワークスペースが小さい、手首を自由に回転できないなどの問題がある。CyberForce は手に沿ってアームが装着されるためアーム同士の干渉はなく、複数の指に対して力覚提示が可能である。

手術シミュレータへの応用を目的として、力覚応答可能な様々な臓器モデルが提案されてきた[24]。その中でも、臓器のもつ代表的な機械的特性である弾性的性質をよく表現する有限要素モデルがある[25]。一方で、計算量が膨大であることから、実時間性を達成するため様々な手法が提案されてきた

[26,27]。応力は外力によって物体内に生じる力であり、破損の指標として材料力学で一般に用いられる。応力が大きくなり降伏応力に達する点（降伏点）で弾性破損を生じ始める。物体の形状、弾性分布、拘束条件が異なれば、応力分布の仕方は異なる。材料力学分野では、ミーゼスの説が弾性破損に対して最もよく一致するとされており、ミーゼス応力が判断基準として用いられることが多い。

3. 手法

3.1 システム要件

圧排の訓練システムとして達成すべきことは、現実に近い臓器圧排感覚が得られること、従来の圧排訓練環境に比べて効率的な訓練を可能とすることである。この要求を満たすためのシステムの要件を検討する。

ユーザの操作に対する視覚的あるいは力覚的応答の遅延が不十分である場合や応答に遅延が生じる場合にユーザは違和感を覚えることが知られている[20]。したがって、圧排訓練システムは、臓器変形状を高精度かつリアルタイムに視覚提示できること、反力を高精度かつリアルタイムに提示できることが必要である。また、圧排では複数の指で臓器が操作される。したがって、圧排訓練環境を提供するためには、訓練者の各指の位置を検出し各指に力を提示することが必要である。利き手にはメスなどの術具を把持することが多いことから、もう一方の手、つまり片手での圧排操作環境を提供する。

2.1 節で述べたとおり、応力を低く保った状態で臓器を操作する技能を身につけることが圧排訓練における重要な課題である。従って、応力集中を引き起こす操作を実施してしまった際にそれを修正できる環境を訓練者に与えることが重要である。ある操作を行った際の応力分布を視覚的に確認できれば、どのように手指を動かせば応力集中が生じるか、生じないかを理解することができる。情報の直感的理解を高める可視化と対話的な情報提示により、行動修正のサイクルタイムが短くなると考えられる。従って、応力分布の対話的な提示が圧排手技の効率的な習得に有効であると考えられる。

以上をまとめると、圧排訓練システムの要件は以下ようになる。

- 臓器変形状を高精度かつリアルタイムに視覚提示できること
- 反力を高精度かつリアルタイムに提示できること

- 複数指で臓器操作を行うことができること
- 応力分布を対話的に視覚提示できること

3.2 弾性体の複数指インタラクション手法

本論文では、指が物体に対して能動的に接触した場合を「能動接触」と定義し、ある指が物体に対して能動接触し、物体の変形により他の指が新たに物体と接触した場合を他の指における「受動接触」と定義する。従来、指先への力覚応答を伴う VR シミュレーションの多くは剛体を扱っており柔軟物体を扱ったものは少ないため、受動接触を扱う手法について明確に記述された例がない。

剛体を把持するシミュレーションの場合、一度の計算周期では受動接触までは計算せずに複数の計算周期で受動接触を含めた全体の接触検出が行われることが多い。変形を扱わず比較的高い更新周期(>1kHz)でシミュレーションするため、途中のシミュレーション結果(物体と指とのめり込み)はユーザにほとんど知覚されないため問題は起きない。しかし、本研究のように物理変形に基づく臓器変形を扱う場合、更新周期は低くなり(10~100Hz)、前述の方法では途中の計算結果(変形状や反力)がユーザに知覚されやすくリアリティを損ねる危険性がある。従って、圧排シミュレーションでは、一度の計算周期で受動接触を含めた変形・反力計算を逐次行うことが妥当といえる。本研究では、能動接触による変形を仮変形として計算し、仮変形での弾性体形状と他の指との受動接触の有無を検出し、検出された場合に新たな拘束条件として変形計算を行う手法を提案する。図2に弾性体モデルの複数指インタラクション手法の概要を示す。

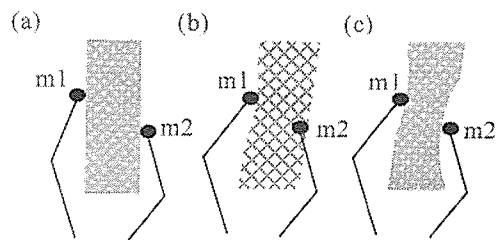


図2 仮変形に基づく弾性体モデルの複数指インタラクション手法。

(a)初期状態 (b)仮変形状態。操作点 m1 の操作により弾性体に変形。m2 は初期位置。m1 による弾性体変形により、m2 が弾性体内に侵入。変形により初めて生じる干渉。(c)変形結果。仮変形状態の弾性体と操作点 m2 の干渉を検出し、m1,m2 両方の操作によって生じる弾性体変形を算出。

Fig.2 Temporary deformation based multi-finger interaction method with an elastic object

2. システム設計

図3に示すような要件を満たすシステム設計を検討する。臓器モデルとしては、臓器のもつ弾性的性質を適切に表現し、弾性分布など力学特性に基づいた変形と反力算出が可能な有限要素モデルを用いた。一般的に、有限要素モデルを用いた変形には膨大な計算量が必要とされる[24]。一部の研究では、非線形弾性を反映した臓器変形シミュレーションを行っている[25]。しかし、力覚応答における計算時間の短縮は高く、また複数指による同時接触の場合、4.2節で後述するが接触領域が複数となることから計算量は増大する。したがって、本研究では、静的弾性を仮定し、反力の高速な計算を可能とする広田らの手法[27]を用いた。ハプティックレンダリング手法としては、Zillesらの God object 手法[28]を用いた。また、有限要素モデルを用いた場合、応力・変位関係式から物体内に生じる応力を力学に基づいて算出することが可能である。応力は物体内に生じている力の分布を示しており、物体破壊の指標としても用いられる。本研究では、物体破壊の判断基準としてよく用いられるミーゼス応力を用いることとした。正規化のため、応力値を物体ごとに設定した値（本論文では、応力基準値と呼ぶ）で割った値（本論文では、相対応力値と呼ぶ）に対応させて、応力の視覚提示を行った。高い相対応力値を赤、低い相対応力値を青、中間値を黄緑とし、その間を線形補完し、相対応力が 0.1 以下の場合には臓器モデルの元の色、相対応力が 1.0 より大きいときは紫とし、図3のように表現した。



図3 相対応力値の色表示

Fig.3 Color display of stress distribution

複数指での臓器圧排を可能とするには、複数の指の動きをセンシングでき、複数の指に対して力覚を提示でき、十分なワークスペースが確保できる必要がある。また、臓器に対して様々な角度から自由に操作し、さらに圧排しながら奥を覗き込むといった作業を可能とするためにワークスペース内への手以外の自由な侵入を許すことが望ましい。これらの条件を満たす力覚提示装置として、外骨格系のグローブ型力覚提示装置が妥当であると考えた。指の中節に対する力覚提示装置も開発されつつあるが、2節で述べたとおり、臓器圧排のように精細な把持では指先への力覚提示が最も重要である。

4. 試作システム

4.1 ハードウェア構成

ハードウェアは図4に示すように PC、Ethernet で接続された外骨格系のグローブ型力覚提示システム CyberForce™ (Immersion 社) [29]、ディスプレイからなる。PC には、Dual CPU Intel Xeon (2.8GHz)、1GB メインメモリ、RADEON9600 256MB のグラフィックカードを用いた。さらに、5.2 節、5.4 節で述べる医師による試用評価では、液晶シャッターグラスを用いた立体視を行った。

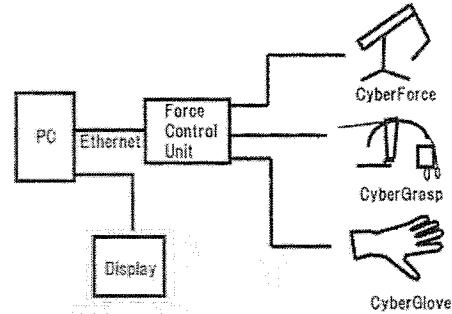


図4. ハードウェア構成図

Fig.4 Hardware components

CyberForce システムは、指の曲げ角度から手形状の計測を行う CyberGlove、リングを指先にはめワイヤーで引っ張ることで指先への 1 自由度の反力提示を行う CyberGrasp、手首の位置計測と手首への 3 自由度の反力提示を行う CyberForce、これら三つのユニットを制御し PC と Ethernet を介して通信を行う Force Control Unit (FCU) からなる。PC から送られた制御データは Ethernet を通じて、FCU に送られ FCU から CyberForce、CyberGrasp、CyberGlove への制御信号が送信される。位置データの更新は約 100Hz で行われる。高い剛性を提示するためにはより高い更新周期 (1000Hz) での力覚応答が求められるが、臓器のように柔軟体の硬さを提示する際には 100Hz 前後の更新周期であっても違和感が生じない。

CyberGlove から得られた指関節などの角度データと CyberForce から得られた手首の 3 次元位置と 3 軸角度データに基づいて VR 空間上に手の形状と姿勢を再構成した。

4.2 反力・変形・応力計算

有限要素法は、物体を連続体として捉え有限個の要素（本研究では四面体要素）に分割して力学的に解析する手法であり、有限要素法によって力学的変

形が記述された物体を有限要素モデルという。変位と力の関係を表す剛性方程式を(1)に示す。ここで、 f, u, K はそれぞれ力、変位、剛性マトリクスである。

$$f = Ku \quad (1)$$

広田らの手法[27]では、剛性マトリクスの逆行列 L を前処理で計算し、接触点以外の外力はゼロと仮定することで実時間での高速な反力算出を可能とする。

$$u = Lf, \quad L = K^{-1} \quad (2)$$

(2)式で物体を構成する節点を接触点とそれ以外に分け、それぞれの変位、力をそれぞれ u_o, u_c, f_o, f_c とすると、(3)式のように表すことができる。

$$\begin{pmatrix} u_o \\ u_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{oo} & L_{oc} \\ L_{co} & L_{cc} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_o \\ f_c \end{pmatrix} \quad (3)$$

$f_o = 0$ より、接触点における力が算出される。

$$f_c = L_{cc}^{-1} u_c \quad (4)$$

変形の計算は(4)式を(3)式に代入することによって得られる。接触点が複数存在する場合も同様であり、以下のようになる。

$$\begin{pmatrix} u_o \\ u_{c1} \\ u_{c2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{oo} & L_{oc1} & L_{oc2} \\ L_{co1o} & L_{c1c1} & L_{c1c2} \\ L_{co2o} & L_{c2c1} & L_{c2c2} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_o \\ f_{c1} \\ f_{c2} \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$\begin{pmatrix} f_{c1} \\ f_{c2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{c1c1} & L_{c1c2} \\ L_{c2c1} & L_{c2c2} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} u_{c1} \\ u_{c2} \end{pmatrix} \quad (6)$$

上記(4)または(6)式で求められた力は有限要素モデルの節点に指先が接触した場合の反力に相当するが、実際には表面ポリゴン上の任意の点で接触が生じる。その場合、接触したポリゴン（以降、接触ポリゴン）を構成する節点を独立に変位させ、得られた力を面積座標で重み付けして補間しポリゴン上の任意の位置における反力が算出される[27]。ポリゴンの各節点を独立に変位させた際の力を元に反力を算出することで、撫で操作などにより接触ポリゴンが移動した場合でも連続的な反力の提示が可能である。各指に提示されるべき反力 F は以下の式により算出される。

$$F = \alpha \cdot f_a + \beta \cdot f_b + \gamma \cdot f_c \quad (7)$$

$$\alpha + \beta + \gamma = 1 \quad (8)$$

ここで、 f_a, f_b, f_c は各節点で算出された力であり、 α, β, γ は面積座標である。複数の指で同時に物体を触る場合は接触ポリゴンが複数になり、図5に

示すように各ポリゴンを構成する節点の組み合わせの数だけ(6)式を解くことになる。従って、同時に接触する指先の本数を n とすると、反力算出において(6)式にある $n \times n$ の逆行列計算を 3^n 通り計算する必要があり、計算量は n の増加に伴い指数関数的に増加する。

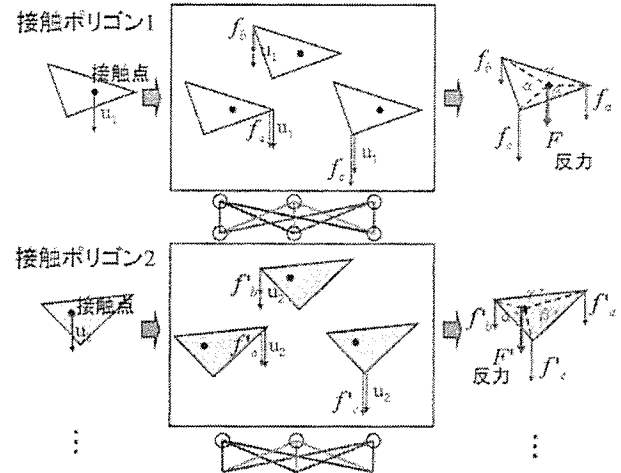


図5. 複数の接触ポリゴンにおける反力算出
Fig.5 Calculation of reaction force with multiple contact polygons

弾性体に生じている応力は、各四面体要素においてひずみ-変位関係式、応力-ひずみ関係式を解くことで求められる。応力ベクトル σ は主応力成分 ($\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$) とせん断応力成分 ($\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx}$) から成る。

$$\sigma = (\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{zx})^T \quad (9)$$

ミーゼス応力は以下の式で求められる。

$$\sigma_{mises} = \sqrt{\frac{(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2}{2} + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)} \quad (10)$$

4.3 デバイスに提示される反力の算出

現実に忠実な操作感覚を与えるためには、有限要素モデルで算出された反力を指先と手首に提示しなければならない。しかし、CyberGrasp は、指の屈伸方向の伸展の向きに関する1自由度の力しか提示できないという制約がある。本論文では、有限要素モデルを元に(7)式で算出された反力をモデル反力、CyberGrasp, CyberForce に提示させる反力をそれぞれ指先提示反力、手首提示反力と呼ぶ。モデル反力のベクトルと指先の法線ベクトルのなす角度を θ とする。モデル反力を指先ベクトル方向に射影し、提示可能な成分のみを指先に提示する。

$$\vec{F}_{finger_i} = \vec{F}_i \cos \theta \quad (11)$$

ここで \vec{F}_{finger_i} , \vec{F}_i はそれぞれ指先提示反力、モデル反力である。 $\theta=0$ のとき、指先提示反力はモデル反力と一致する。 $\theta=90$ のとき、指先には力が提示されない（後述するが、手首には力が提示される）。また、現実の世界では、指先で物体を押しした際に指先にかかる外力が手首に内力として伝わる。しかし、CyberForce システムでは指の節に支点があるため、指先提示反力は手首には伝わらない。従って、本システムでは、(12)式に示すとおり各指のモデル反力の合力を手首提示反力として手首に提示することにより、手首に生じる力を擬似的に外部から与える。

$$\vec{F}_{wrist} = \sum_i \vec{F}_i \quad (12)$$

ここで、 \vec{F}_{wrist} は手首提示反力、 F_i は各指におけるモデル反力である。指先に大きな加速度が生じない状況では手を剛体と仮定することができ、(12)式で近似できる。

5. 評価実験

5.1 シミュレーション結果

図 6 は、血管モデル（節点数 688、表面節点数 252、四面体数 2158）と肝臓モデル（節点数 351、表面節点数 252、四面体数 1226）の圧排の様子を示す。操作者の手指の動きが手モデルに反映され、計算された反力が指先と手首に提示される。図中の c1,c2,d1,d2 では、応力を重ねた状態での圧排の様子を示す。c1, c2 から分かるように、指の本数によって、応力集中の仕方が異なる。2 本指での操作時の応力は、1 本指での操作よりも分散しており応力集中が少ないことが分かる。d1,d2 は操作方法による応力分布の違いを示している。

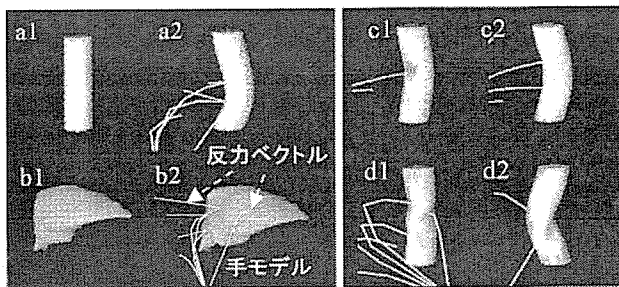


図 6 血管モデルと肝臓モデルの圧排
Fig.6 Exclusion of vessel and liver models

肺は実質部分が柔らかく、肺に入り込む血管や気管支は硬い。図 7 は、このような硬さの分布を単純

化して表した肺を圧排した様子を示す。硬さが変化する境界付近に応力集中が生じている。

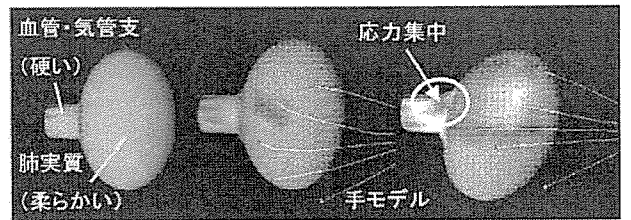


図 7 単純化された肺の圧排における応力集中
Fig.7 Stress concentration occurred in a simplified lung situation

同時接触の指の本数と反力・変形の計算時間の関係を表 1 と図 8 に示す。計測には、図 6 に示した柱状の血管モデルを用いた。力覚提示の更新周期 100Hz、視覚提示の更新周期 30Hz を達成するためには、反力の算出は 10ms、変形の算出では 33ms 以下でなければならない。表 1 と図 8 より、4 本以内での同時接触の場合は、上述の条件を満たすことが分かった。5 本の指が同時接触した状態で圧排を行うことは稀であることから、構築したシステムは圧排環境として十分な実時間性をもつと考えられる。

表 1 同時接触の指の本数と計算時間

Fig.1 Calculation time with multiple fingers in contact

	1本	2本	3本	4本	5本
反力計算	0.20	0.63	2.36	8.18	29.7
変形計算	1.32	1.95	4.41	12.29	32.36

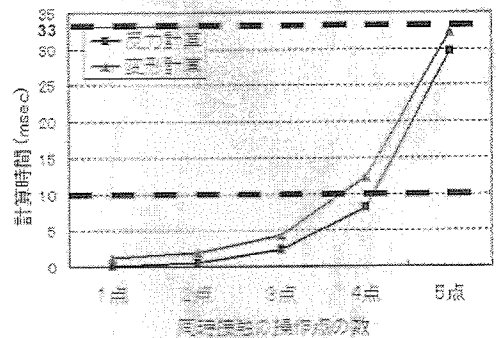


図 8 計算時間（反力計算、変形計算）
Fig.8 Calculation time for force and deformation

5.2 医師による操作感覚などに関する主観評価

臨床現場で実際に機器に触れている 3 名の外科医により、試作システムが提示する臓器の操作感覚と使用感について主観評価を得た。代表的な圧排対象

臓器として肝臓をシミュレーション対象として選択した。シミュレーションを行う前に、肝臓の処置経験が豊富な外科医 1 名により LiveVolume[30]を用いて肝臓モデル（節点数 351、表面節点数 252、四面体数 1226）の弾性パラメータ（ヤング率、ポアソン比）と固定領域の設定が行われた。ヤング率は 0.2~0.4MPa の範囲であった。



図 9 肝臓に対する圧排操作の様子
Fig.9 Liver exclusion

自由な操作、圧排操作、応力表示下での圧排操作を合計 10 分程実行した後、5 点スケール(-2,-1,0,1,2)のアンケート調査を行った。操作感覚、使用感、デバイスの装着感に関する項目を 12 項目用意し、各項目につき表現を変えて 2 回以上回答を得た。評価に際しては、立体視を行い臨場感の向上を図った。評価値の平均値をプロットした図を図 10 に示す。

項目全体を通して良好な評価を得た。結果から、臓器の操作感覚や硬さをあまり違和感のない形で提示できているということがうかがえる。また、外骨格型力覚提示装置など機器を身体に装着することで、装着感のわずらわしさ、集中に対する阻害などが懸念されるが、操作を妨げるほどではなかったことが結果から明らかになった。一方、「意図した操作ができた」について若干の負の評価を得ているが、自由記述アンケートで 1 名の医師から「pinch（親指と人差し指ではさむ操作）が改善されればよりリアルになる」というコメントを得ており、実際の手形状と VR 環境での手モデルが完全に一致できなかったことが原因と思われる。

以上より、提案システムは手形状の反映などに課題が残るものの違和感の少ない臓器の操作感覚を提示でき、医師の試用に耐えることが確認された。

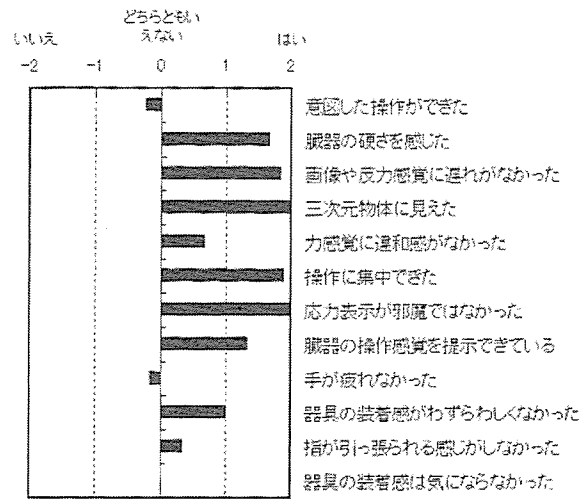


図 10 医師による試用アンケート結果
Fig.10 Results of questionnaire by medical doctors

5.3 模擬訓練による訓練効果に関する検証

提案システムの訓練効果を検証するため、提案システムを用いた模擬訓練を行い、訓練の可能性や訓練の効率化の可能性を調査した。

圧排では隠れた組織が見えるようにするために臓器を押しつける。従って、物体後方に隠れた線（圧排ラインと呼ぶ）が見えるまで物体を押しつけ、圧排ラインが見えた状態で 1 秒間保つことを各試行のタスクとした。また、本システムは応力を小さく保ちながら圧排操作を完遂する技能の習得を目的としている。従って、タスク終了までに物体に生じた応力の最大値を評価した。

実験にあたって、圧排訓練環境として、実際の臓器形状ではなく代表的な圧排対象臓器を抽象化した三つの弾性体オブジェクトを用意した。図 11 は、各オブジェクトの前面と側面からの見え方を示している。ポアソン比はいずれの物体も 0.4 とした。

- 物体 1(図 11a): 肝臓を模した物体。きれこみによって紫に分割され、背面で固定されている。
(ヤング率 0.3MPa, 応力基準値 0.06MPa)
- 物体 2(図 11b): 肺を模した物体。比較的硬い円柱が接続された楕円体形状。円柱末端で固定。
(ヤング率 楕円体部 0.1MPa 柱部 1MPa, 応力基準値 0.05MPa)
- 物体 3(図 11c): 上行動脈を模した物体。管状で、上下端で固定されている。
(ヤング率 1.0MPa, 応力基準値 0.04MPa)

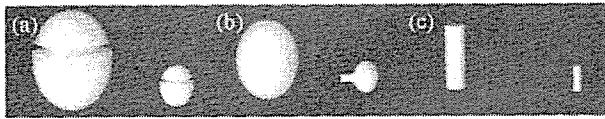


図 11: 実験に使用した物体
Fig.11 Organ primitives used in the experiments

1 日の模擬訓練は、訓練フェーズと評価フェーズに分かれている。

訓練フェーズでは、応力分布が表示される環境で訓練を行うグループ(グループ 1)と、応力分布が表示されない環境で訓練を行うグループ(グループ 2)に別れ、3 分間自由に訓練を行う。図 12 に各グループの訓練環境を示す。図 12a はグループ 1 (応力可視化) の訓練環境、図 12b はグループ 2 (応力可視化なし) の訓練環境を示す。また、両グループにおいて、設定した破断応力値を超える応力がかかったときには、破断点を青の球で表示する。

評価フェーズでは、両グループとも、被験者は 10 秒程度の間に出来るだけ応力が小さくなるように圧排タスクを 3 回行う。3 回の最大応力の平均値(以降、最大応力値と呼ぶ)を評価値とした。最大応力値が低いほど良い圧排操作であるといえる。

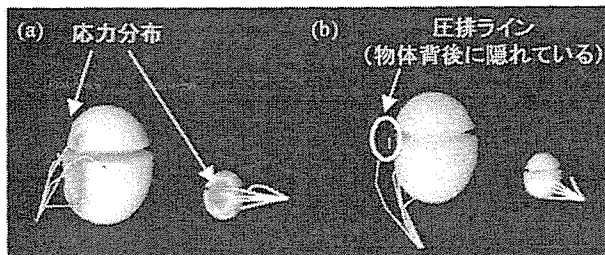


図 12 訓練環境 (a)グループ 1 の訓練環境 (応力分布が表示された状態で訓練) (b)グループ 2 の訓練環境 (応力分布が表示されない状態で訓練)
Fig.12 Training environment (a)Group 1 (b)Group 2

訓練は 5 日間行った。各日程で、訓練フェーズと評価フェーズを実施し、終了後にアンケートを行った。また、最終日の訓練終了後は、それぞれ別グループの訓練環境を 3 分間体験させ、システムの違いを理解させた後で、訓練の効果・システムに関するアンケートを行った。被験者は、医師・医学生でない 13 名(教員・事務員・学生)で、グループ 1 が 7 名(内女性 2 名)、グループ 2 が 6 名(内女性 2 名)であった。被験者は全員右利きであった。物体 1, 2, 3 での最大応力値の平均と標準誤差をそれぞれ図 13, 14, 15 に示す。

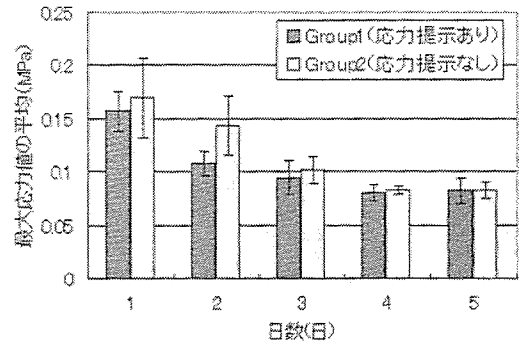


図 13 訓練効果 (物体 1)
Fig.13 Training effect (Object1)

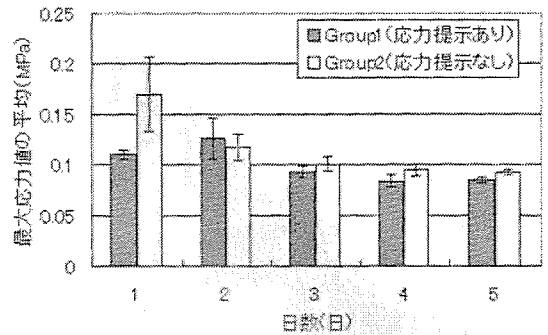


図 14 訓練効果 (物体 2)
Fig.14 Training effect (Object2)

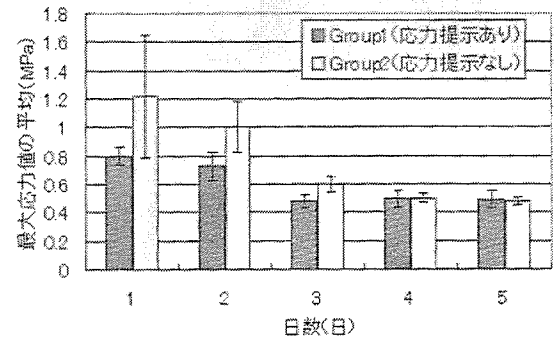


図 15 訓練効果 (物体 3)
Fig.15 Training effect (Object3)

全ての物体、両グループにおいて、最終日には学習が収束した。4 日目、5 日目では、両グループではほぼ同じ平均値となっている。一方で、グループ 1 (応力を可視化したグループ) では、グループ 2 (応力を可視化しなかったグループ) に比べて 1 日目から 3 日目にかけて最大応力値が低くなっていることが確認された。訓練初期での学習効果が示唆された。F 検定を行ったところ、各訓練日のグループ間の最大応力値には、有意差は認められなかったものの、全訓練日のデータでは有意差が認められた。試行時間については、グループ間に有意差は認められず、また日間でも有意差は認められなかった。