

図3 a 自走して手術台上の患者を撮影するCT

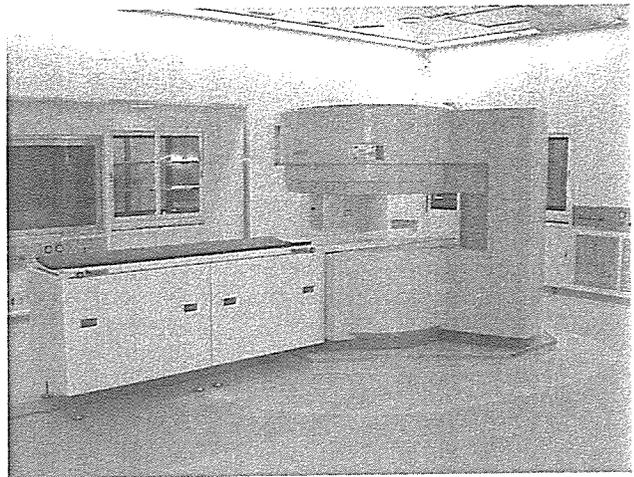


図2 床面から挙上して設置したMRI

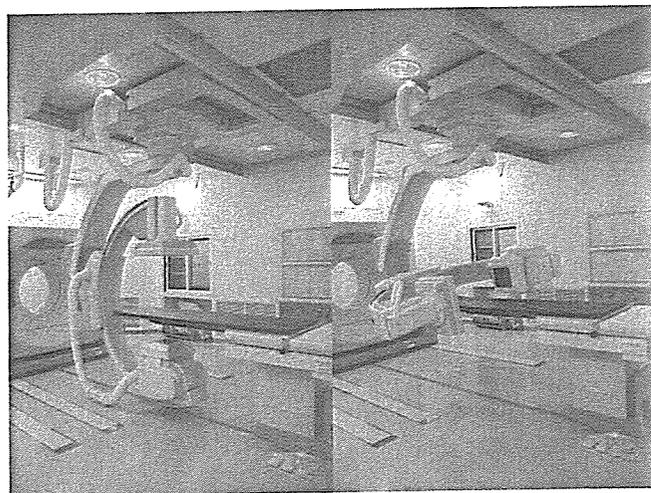


図3 b FPDによる、コーンビームCTを含めた撮影が可能

階までのエレベーターを仮設することを当初考えたが、工期や影響、コストを考慮して360トン自走クレーンを使用することとした。幸運にもクレーンの進入、組み立てスペースが確保でき、地面の耐荷重補強を行い周囲側壁などへの影響も少ないと計算された。

この導入プランに従いゴールドデンウィークの休診中に、何ら問題なしにMRIは搬入された。また、外壁を外した開口部は、他の建築資材の搬入にも使用された後に閉鎖された。

開設されたMRX手術室

新たな画像補助手術室は05年8月1日にMRX手術室として開設された(図1)。空調

用ダクトや各種配管、配線、構造材を適切に配置することで、柱間のスペースも室内空間として利用して、十分な共用手術スペースを確保していることが特長である。床は通常の手術室と同様に、安全に配慮して段差は基本的にない。无影灯は共用手術スペースに、2室運用に配慮して2器を設置している。

X線系装置側の床にある金属ベルトは開閉式電磁波シールドカーテンの接点であり、ここに降りたカーテンは金属ベルト下の電磁石により吸引されて、電氣的に完全に隙間なく閉鎖される。また室内中央を一周する金属ベルトは、将来の2室運用時に昇降式電磁波・X線両用シールドを装備するためのスペースと補強である。

MRI装置は手術時の高さを合わせるために、床面から挙上して設置した(図2)。通常の床の淡緑色と分け、5 Gaussラインは乳白色の床材を使用した。また天井に赤色のLEDを設置して5 Gaussライン上を照らして、不用意に5 Gaussライン内に侵入したときに赤く照らされることで警告を発するようにしている。MRI用手術台は、MRIのガントリー上の平面を周囲に拡大する概念で、新規に組み合わせボックス式として開発している。

CT装置は自走して手術台上の患者を撮影するが、走行用レールは床に埋めるとともに、血液などの侵入を防ぐため表面を被覆している(図3a)。CTを撮影する場合は、FPDを壁面近くに退避させる。CTを退避させればFPD装置が手術台を囲み込み、コーンビームCTを含めた撮影が可能である

(図3b)。

X線系装置の手術台は一見診断装置の検査台のように見えるが、手術操作を補助すると共に血液などによる汚染を防止するため、検査台の天板を非常に薄い手術台で覆っている。現時点で手術台と画像装置の同期の問題などがあり、このような形態となっているが、将来は専用の手術台を開発する予定である。なお開設時には共用手術台を用意してはなかったが、X線系装置とMRI装置に適合すると共に、統合可能な手術台の開発を開始している。

MRX手術室の設備はすべて使用中でもMRI画像が撮影できる、MRIとの完全適合性の獲得を原則としている。今回新規に開発したものはビデオカメラ付无影灯、MRI用手術台、X線系装置用手術台、5 Gaussライオン明示用LED赤色灯、ビデオカメラ付手術顕微鏡、手術顕微鏡用段差解消昇降台、モニター用電磁波シールドボックス、HDTVカメラ用電磁波シールドボックス、段差解消患者移送台、開閉式電磁波シールドカーテン等である。

MRX手術室での医療行為はすべて臨床試験

医療技術と画像機器装置の開発のために、MRX手術室での医療行為はすべて臨床試験として倫理審査委員会の承認を得るものとした。脳神経外科と整形外科、乳腺外科を最初

のグループとして、包括的臨床試験計画が作成された。第1評価項目は、これらの画像機器を使用した場合の標準的な外科手技への上乘せ効果の有無と、有害事象発生の有無とした。第2評価項目は、有益な術中画像情報発生の有無、使用開始後の必要に応じた使用中の可否とした。

最初の一例は乳腺外科から開始されたが、さらに適応の拡大を図り麻酔科や看護師、診療放射線技師の協力を得て、支援体制の強化を行っている。特にMRI環境下での手術の安全指針は、今後の標準化を念頭に置いて作成している。また種々の領域に臨床応用を拡大するために、皮膚科での臨床試験を作成して倫理審査委員会に提出した。

一般的に画像補助手術と皮膚科疾患は最も距離があると考えられるが、悪性黒色腫の進展形式の特徴とMRIの特徴を組み合わせることで、有意義かつ興味ある臨床試験計画として将来その成果を発表していく予定である。

高度な姿を目標に進歩するMRX手術室

開設されたばかりでまだ開発の余地を多く残しているMRX手術室であるが、将来の高度な手術室の姿を目標に常に進歩していく手術室でもある。今後、段階的に開発されていく手術台や、階下の支援室と電子回線で結んだ新たな画像解析補助概念とシステムの開発は、その具体例である。

今後、画像補助下外科技術の開発はもとより、画像適成型ロボット手術装置の開発も促進していくと期待される。また標準的な外科成果の上乗せ効果に関しては、例えば術中MRI撮影加算などの形で保険診療化されることが重要と考えられる。

なおこのMRX手術室は手術場ユニットとして、厚生労働科学研究費補助金、身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業、「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」(主任研究者：国立がんセンター総長 垣添忠生)、及び国立がんセンターと日立メディコとの共同研究契約に基づいて導入された。

文献

- 1 Carino JA, Jolesz FA. MRI-guided interventions. *Acad Radiol* 12: 1063-1064, 2005.
- 2 Truwit CL, Liu H. Prospective stereotaxy: A novel method of trajectory alignment using real-time image guidance. *J Magn Reson Imaging* 13: 452-457, 2001.
- 3 Iseki H, Muragaki Y, Nakamura R, et al. Intelligent operating theater using intraoperative open-MRI. *Magn Reson Med* 4 (3) 129-136, 2005.
- 4 Morikawa S, Inubushi T, Kurumi Y, et al. MR-guided microwave thermocoagulation therapy of liver tumors: Initial clinical experiences using a 0.5T open MR system. *J Magn Reson Imaging* 16: 576-583, 2002.

※ ※

小林寿光 (こばやし・としあき) ●59年静岡県生まれ。85年東京医科大学卒業。同大外科を経て、95年国立がんセンター中央病院内視鏡部呼吸器科、02年同気管支内視鏡室医長。04年から同センターがん予防・検診研究センター検診技術開発部診断支援技術開発室長。

Transversely isotropic properties of porcine liver tissue: experiments and constitutive modelling

C. Chui · E. Kobayashi · X. Chen · T. Hisada ·
I. Sakuma

Received: 1 August 2006 / Accepted: 16 November 2006 / Published online: 8 December 2006
© International Federation for Medical and Biological Engineering 2006

Abstract Knowledge of the biomechanical properties of soft tissue, such as liver, is important in modelling computer aided surgical procedures. Liver tissue does not bear mechanical loads, and, in numerical simulation research, is typically assumed to be isotropic. Nevertheless, a typical biological soft tissue is anisotropic. In vitro uniaxial tension and compression experiments were conducted on porcine cylindrical and cubical liver tissue samples respectively assuming a simplistic architecture of liver tissue with its constituent lobule and connective tissues components. With the primary axis perpendicular to the cross sectional surface of samples, the tissue is stiffer with tensile or compressive force in the axial direction compared to

that of the transverse direction. At 20% strain, about twice as much force is required to elongate a longitudinal tissue sample than that of a transverse sample. Results of the study suggest that liver tissue is transversely isotropic. A combined strain energy based constitutive equation for transversely isotropic material is proposed. The improved capability of this equation to model the experimental data compared to its previously disclosed isotropic version suggests that the assumption on the fourth invariant in the constitutive equation is probably correct and that anisotropy properties of liver tissue should be considered in surgical simulation.

Keywords Liver tissue · Transversely isotropic hyperelasticity · Experiments · Constitutive law · Tissue modelling

E. Kobayashi · I. Sakuma
Biomedical Precision Engineering Lab,
Graduate School of Frontier Sciences,
The University of Tokyo, Tokyo, Japan

X. Chen · T. Hisada
Computational Biomechanics Lab,
Graduate School of Frontier Sciences,
The University of Tokyo, Tokyo, Japan

C. Chui
Department of Mechanical Engineering,
Faculty of Engineering, National University of Singapore,
Singapore, Singapore

X. Chen
Faculty of Medical Sciences, Kyushu University,
Tokyo, Japan

C. Chui (✉)
Centre for Biomedical Materials Applications
and Technology, National University of Singapore,
E3-05-23, Engineering Drive 3, Singapore, Singapore 119260
e-mail: mpeccck@nus.edu.sg

1 Introduction

Liver, like many other soft biological tissues, is anisotropic and heterogeneous. Nevertheless, hepatic surgical simulation programs were developed assuming isotropic and homogeneous tissue material properties [5, 7, 8]. Much of the work in mathematical modelling of soft tissue was based on the assumption of the tissue having isotropic properties [2, 6, 16]. It is important to consider the effects of liver tissue anisotropy when developing computer aided or integrated surgical models. Liver microanatomy is very unique in having a dual blood supply consisting of its hepatic arterial and portal venous components as well as its hepatic venous blood components within the interconnecting lobular sinusoidal anatomy. Understanding the biomechanical

properties of liver tissue is important for developing computer simulation programs that could assist in surgical planning, treatment and training, as well as for developing and designing medical device and procedures for treating liver disease. The focus of this paper is on investigating the anisotropy properties of “average” liver tissue at the sample length scale of approximately 10 mm. We consider a liver tissue sample comprising only the dominant vessel-like lobules and connective tissue components. A detailed description of liver anatomy can be found in Tortora [21] and Netter [18].

This short paper reports the results of our investigation regarding the anisotropic mechanical properties of liver tissues using in vitro uniaxial tension and compression experiments.

2 Materials and methods

In Chui et al. [4], an isotropic version of the combined logarithmic and polynomial equation was used to represent the stress–strain curves obtained from in vitro experiments with liver tissue. The combined energy model was found to be superior in modelling the stress–strain relationship of liver tissue when compared with other forms of energy based constitutive equations. The constitutive equation for the transverse isotropic properties of the tissue can be derived in a similar manner, assuming that the liver tissue samples, comprising lobules and connective tissue, are homogeneous. For transversely isotropic material, the fourth strain invariant is included in the energy function, i.e. $W(I_1, I_2, I_3, I_4)$. λ_i is denoted as the principal values of the deformation gradient \mathbf{F} and I_i is a function of λ_i .

Liver tissue is assumed to be highly incompressible, $F = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$. Under uniaxial deformation, the cross-sectional area of the cylindrical sample reduces by $1/\lambda$ when the height of the sample is increased by a factor of λ . By setting $\lambda = \lambda_3$, $\lambda_1 = \lambda_2 = \frac{1}{\sqrt{\lambda_3}}$. It can be derived that the invariants I_1, I_2 and I_3 under uniaxial deformation are $I_1 = \lambda^2 + 2/\lambda$, $I_2 = 2\lambda + 1/\lambda^2$ and $I_3 = 1$, respectively.

We hypothesized that porcine liver tissue is transversely isotropic with respect to the z axis, and x, y represent paired rectangular axes in a plane perpendicular to z . Note that z is defined in the longitudinal direction of the liver lobule, i.e. $N = (0, 0, 1)$. Hence, the fourth strain invariant is defined as $I_4 = \lambda^2$. This invariant was first introduced by Ericksen and Rivlin [9], and was recently used to model human anterior cruciate ligament (ACL) in Limbert et al. [13].

The strain energy of an elastic and transversely isotropic material can be expressed as $W(\lambda^2 + 2/\lambda, 2/\lambda + 1/\lambda^2, 1, \lambda^2)$. The true stress σ in the tensile or compressive direction can be obtained from a partial derivative of W . Since the engineering stress T , which is generally measured in biomechanical testing, is related to the true stress σ by $\sigma = \lambda T$, we can derive that

$$T = 2 \frac{\partial W}{\partial I_1} \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) + 2 \frac{\partial W}{\partial I_2} \left(1 - \frac{1}{\lambda^3} \right) + 2 \frac{\partial W}{\partial I_4} \lambda. \quad (1)$$

Fung et al. [10] first proposed a strain energy expression which is a combination of a polynomial and exponential function to model the entire stress–strain curve derived from their experiments using canine thoracic aorta tissue.

$$W = C_1(e^Q - Q - 1) + \frac{q}{2} \quad (2)$$

with

$$Q = C_2(I_1 - 3)^2 + C_3(I_4 - 1)^2 + 2C_4(I_1 - 3)(I_4 - 1) \\ q = C_5(I_1 - 3)^2 + C_6(I_4 - 1)^2 + 2C_7(I_1 - 3)(I_4 - 1)$$

The logarithmic form of the strain energy function was found to be better than the exponential form in [11, 20]. The corresponding seven constants combined logarithmic and polynomial energy function is given as follows:

$$W = \frac{-C_1}{2} \ln(1 - u) + \frac{q}{2} \quad (3)$$

where

$$u = \frac{1}{2} C_2(I_1 - 3)^2 + \frac{1}{2} C_3(I_4 - 1)^2 + C_4(I_1 - 3)(I_4 - 1) \\ q = C_5(I_1 - 3)^2 + C_6(I_4 - 1)^2 + 2C_7(I_1 - 3)(I_4 - 1)$$

Partial differentiating W in Eq. (3) with I_1 and I_4 , and $\partial W / \partial I_2 = 0$, the following stress–strain relationship is obtained from Eq. (1).

$$T = \left(2C_1 \left(C_2 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) + C_4(\lambda^2 - 1) \right) / \left(1 - \frac{Q_2}{2} \right) \right. \\ \left. + 2C_5 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) + 2C_7(\lambda^2 - 1) \right) \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) \\ \left. + \left(2C_1(C_3(\lambda^2 - 1) + C_4 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right)) / \left(1 - \frac{Q_2}{2} \right) \right. \right. \\ \left. \left. + 2C_6(\lambda^2 - 1) + 2C_7 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) \right) \lambda \quad (4)$$

Where

$$Q_2 = C_2 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right)^2 - C_3 (\lambda^2 - 1)^2 + 2C_4 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) (\lambda^2 - 1)$$

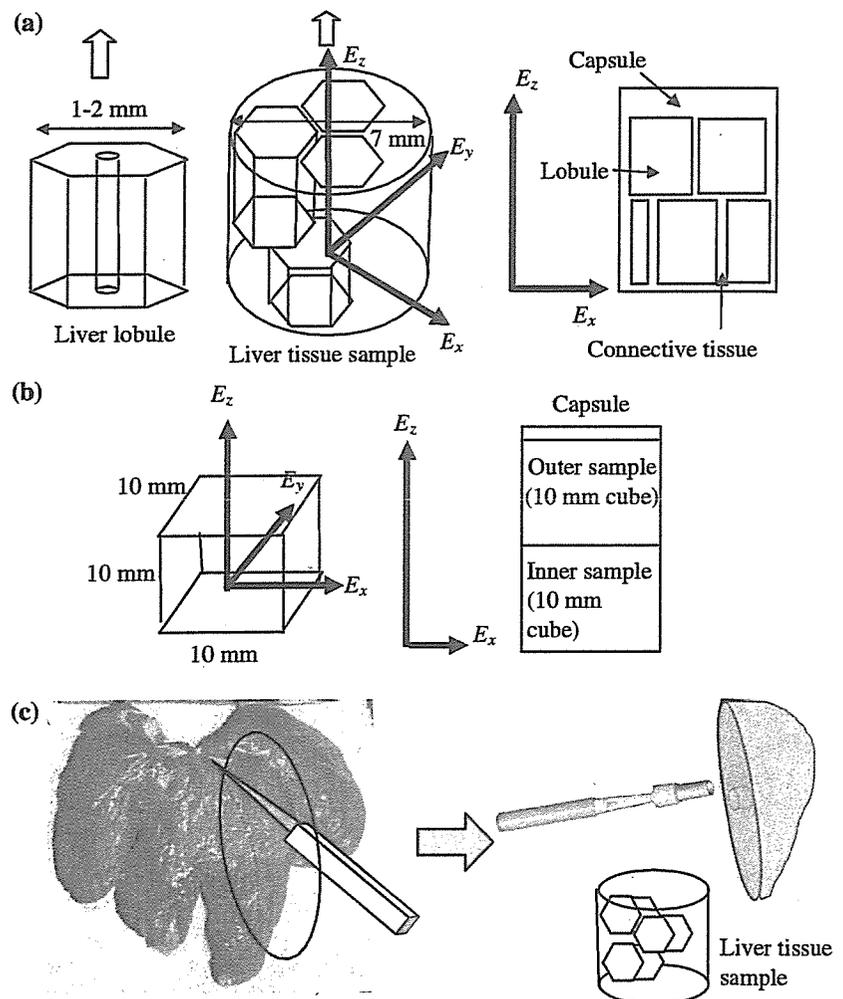
from the average stress (T) versus stretch ratio (λ) curves corresponding to the cycle of compression and then elongation experiments, a constitute equation in $T = f(\lambda)$ form represented the experimental data if the theoretical curve followed the shape of the average curve and the standard error was small. Standard error is defined as the root means square errors (RMSE) calculated from comparing the theoretical estimation and experimental results.

We assumed, that for these experiments, the liver tissue sample comprises of only connective tissue and hepatic lobules. Figure 1a illustrates the composite material model of a cylindrical tissue sample extracted

from the liver surface. For samples that were extracted from the liver surface, there was also present a thin outer layer of membrane (capsule). E_x , E_y and E_z denote the three orthogonal axes. For these studies, it is assumed that the liver tissue is transversely isotropic, and that the material properties denoted as E_z along the direction perpendicular to the liver surface should be significantly different from the material properties E_x and E_y , and $E_x = E_y$. Uniaxial elongation and compression experiments were conducted to study the liver anisotropy.

Uniaxial load testing provides basic and useful information on the mechanical properties of biological tissue. In this test, a uniaxial force was applied to the tissue samples. Force and displacement were measured automatically during the test by a precision instrument (Eztest, Shimadzu, Japan). This instrument had a resolution of $\pm 1\%$, and could support loading rates ranged from 0.5 to 1,000 mm/min. The load cell was capable of measuring a force up to 20 N. The shape change of each

Fig. 1 Illustration of liver tissue samples for experiments: **a** cylindrical tissue sample as a composite material of lobule and connective tissue; **b** outer and inner tissue samples with cubical shape; **c** extraction of inner cylindrical liver tissue sample



test sample was monitored and recorded using a video camera. Recent and more advanced *in vivo* methods employ surgical instruments with force sensing capabilities that enable tissue elasticity measurement during surgery [2, 17]. However, these *in vivo* techniques lack well-defined boundary conditions when used during experiments. It is difficult to measure the anisotropy properties of liver tissue with these techniques. We assume that the liver tissue anisotropy properties do not change from *in vivo* to *in vitro*.

Fresh porcine livers were purchased from a local slaughterhouse. It is generally believed that the mechanical properties of pig liver closely resemble those of human liver. The weight of a whole porcine liver used in the experiments was 1.5 ± 0.2 kg. The tissue samples to be tested were extracted from the liver (which was stored at 0°C) and tested at room temperature within 24 h after slaughter. It is important to use fresh biological tissue in experiments. Choy et al. [3] reported that the stiffness of heart tissue increased as a function of the time after death. Ringer's solution (Krebs 1950) was applied periodically to prevent the samples from drying. Since sample cutting may affect the results obtained, careful tissue sample preparation is necessary. A disposable surgical knife was used to cut and trim the tissue samples. Careful attention was given to the orientation of the tissue samples. Unless otherwise specified, the samples were extracted perpendicular to the liver surface with at least one full lobule identified. Liver lobules are clearly visible from the top of the porcine liver. Samples with large vessels or obvious pores were discarded. Three experiments were carried out, namely tensile, unconfined compression, combined elongation and compression testing.

2.1 Tensile testing

Test samples were cylindrical in shape with a fixed diameter (7 mm) as in Chui et al. [4]. The length of each sample was 10 ± 1 mm. They were extracted from the surface of the organ with the capsule intact using a biopsy needle. Both ends were attached to two rubber plates using instant surgical glue. In the test, samples were elongated at a constant loading rate of 10 mm/s. Horizontal markers were positioned on the samples. Tissue deformation and marker positions were monitored by the video camera.

2.2 Unconfined Compression testing

Cubic test samples of dimension $10 \times 10 \times 10$ mm³ were used. They were extracted from the surface of the organ with the capsule intact. Each sample was

compressed to 1 N along the three orthogonal faces. Since samples were extracted from the top surface of liver with the capsule intact, it was important to determine whether the presence of the liver capsule contributes to the larger force required to compress the sample from the surface. In order to determine the effect of the capsule on the stiffness of the samples in these experiments, samples from both the surface and the inner portions of porcine livers were prepared. As shown in Fig. 1c, a block of $10 \times 10 \times 20$ mm³ tissue was extracted from portion of liver with thickness of at least 30 mm. The block was then divided into two cubic blocks. The outer sample contains the liver capsule. Compression tests with the same experimental conditions were conducted on both outer and inner samples.

2.3 Combined compression and elongation testing

The diameters and lengths of each cylindrical sample were 7 and 5 mm, respectively. The samples were extracted from both outer and inner parts of the whole liver and were labelled as longitudinal and transverse samples, respectively. Figure 1d illustrates the procedure to extract liver tissue samples from the inner parts of liver organ. The procedure was designed such that it was consistent with the normal sample preparation. The porcine liver was first cut to reveal its inner side. The biopsy needle was then used to extract the sample from the cut liver. Combined compression and then elongation tests were then performed on the samples.

To study the nonlinear stress–strain relationship of the tissue, the average engineering stress measured at each strain increment during combined compression and elongation experiments with cylindrical tissue samples (Chui et al. 4] was curve fitted with a combined energy constitutive equation for transversely isotropic material. The standard error from curve fitting was then compared with that of the isotropic version of the constitutive equation.

3 Results

The deformations of liver tissue samples were recorded via video camera during tensile testing. The two horizontal markers remained roughly horizontal. This implies that the liver tissue sample is not orthotropic. If the tissue sample is orthotropic, the markers will fail to remain horizontal. There is at least one plane of asymmetric. Since the vertical displacement is larger than the horizontal displacement due to necking, the liver tissue sample is likely transversely isotropic.

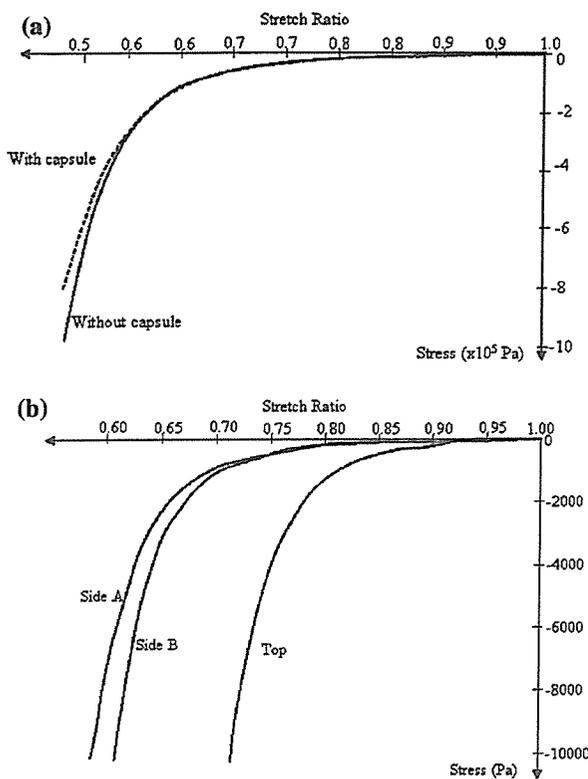


Fig. 2 Dimension of cubic samples: $10 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$. Loading rate 10 mm/min. Temperature about 22°C. Note that the strain is stretch ratio minus 1. **a** Average stress–strain relationships of Top (along z-axis E_z), Side A (along x-axis E_x) and Side B (along y-axis E_y) of a cubic liver specimens. Number of specimens 5. **b** Average stress–strain relationships of samples with capsule (dotted line), and without capsule (solid line). Number of samples 10 (5 each for samples with and without capsule)

Figure 2a compares the stress–strain curves obtained from samples with and without the capsule intact. The stress–strain curve of samples from the inner portions of porcine liver that have no capsule intact was close to that of samples with an intact capsule. Figure 2b shows the average stress–strain curves obtained from unconfined compression of cubic liver tissue samples from the three orthogonal surfaces. It was apparent that the samples deformed differently along the direction of E_z and along the direction of E_x and E_y . This implies that the liver tissue sample is probably transversely isotropic during compression. The liver tissue sample is therefore transversely isotropic.

Figure 3 shows the mean stress–strain curve obtained from combined compression and elongation tests of cylindrical liver tissue samples obtained along E_z and along E_x , respectively. Again it was apparent that the samples deformed differently along the direction of E_z and along the direction of E_x . There were clearly distinctive longitudinal and transverse

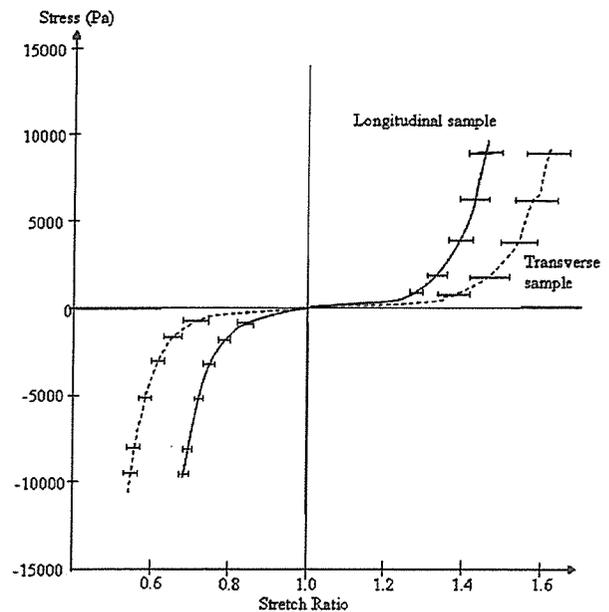


Fig. 3 Average stress–strain relationships of longitudinal and transverse samples with cylindrical shape: longitudinal samples (solid line), and transverse samples (dotted lines). Number of samples 10 (5 each for longitudinal and transverse samples). Dimension Diameter 7 mm, height 4–7 mm. Loading rate 10 mm/min. Temperature about 22°C. Standard deviations from the mean values are indicated with horizontal bars

stress–strain relationships. This supports the conclusion that the liver tissue samples were indeed transversely isotropic with the principal axis perpendicular to the horizontal plane.

Table 1 illustrates the results from fitting the average experimental stress–strain data on cycle of compression and elongation with the combined logarithm and polynomial model (or combined energy model), and combined exponential and polynomial model. The combined energy model fits the stress–strain curves better than that of the combined exponential and polynomial model with slightly smaller RMSEs. In comparison with the isotropic version of the combined energy function, the transversely isotropic counterpart was able to model the curves better with much smaller errors. The ability of transversely isotropic constitutive equations to model the experimental stress–strain data implies that the assumption of $I_4 = \lambda^2$ in the analytic study is probably correct. The anisotropy properties of liver tissue should be considered for accurate surgical simulation modelling.

4 Discussion

Experimental results and theoretical analyses described above indicate that the liver tissue samples,

Table 1 Errors from fitting the average stress–strain curve obtained from combined compression and elongation experiments [4]

	Material parameters	RMSE			
		Mean (Pa)	Maximum (Pa)	Standard Deviation (Pa)	Relative (Maximum/mean)
Combined exponential and polynomial	$C_1 = 26$ $C_2 = -761$ $C_3 = -18$ $C_4 = 236$ $C_5 = 38,200$ $C_6 = 6,100$ $C_7 = 13,700$	47.17	83.96	33.85	1.78
Combined logarithmic and polynomial (7 constants)	$C_1 = 293$ $C_2 = 23.94$ $C_3 = 3.35$ $C_4 = -0.44$ $C_5 = 14,300$ $C_6 = -300$ $C_7 = -1,600$	45.61	80.27	31.88	1.76
Combined logarithmic and polynomial (Isotropic) ^a	$C_1 = -342.44$ $C_2 = 1.99$ $C_3 = -136.08$	91.92	112.14	17.43	1.22

The errors assuming a transversely isotropic model are about half of that with the isotropic model. The combined logarithmic and polynomial model is somewhat better than the combined exponential and polynomial model

Number of samples 65 from 18 livers

Dimension Diameter 7 mm

Height 4–7 mm

Loading rate 10 mm/min

Temperature about 22°C

^a From [4]

modelled as a composite material comprised of liver lobules and connective tissue, was transversely isotropic with the principal axis along the direction of the lobule and perpendicular to the horizontal plane. This anisotropy property can be represented using the fourth invariant in theoretical analysis.

The slow strain rate during our combined compression and elongation experiments at around 0.033/s was planned so that the number of stresses measured at each strain increment is significant considering the small test sample used. It is higher than the strain rate for brain tissue typically at 0.010/s during neurosurgery. Hu and Desai [12] reported that liver tissue is strain rate independent based on their indentation experiments at 6.096 mm/min and 0.69096 mm/min on 50 × 50 mm liver tissue sample with varying height. In Chui et al. [4], varying the strain rates from 0.003 to 6.0 per second did not have a significant effect on the stress–strain data from compression and elongation experiments. Liver tissue is not linearly viscoelastic.

We are investigating the mechanical properties of the liver lobule, and will relate them with that of the liver tissue. From experimental stress–strain data, the tissue samples were stiffer when compressed from the top of the cubic tissue samples in unconfined

compression testing, and when elongated with longitudinal tissue samples in combined compression and elongation testing. Based on separate experiments with porcine liver lobule samples, the average stress–strain curve was close to that of cubic liver tissue when compressed from the side. More studies will be required to determine the relationship between liver tissue, lobules and the connective tissues.

A transversely isotropic model may provide a better presentation of liver biomechanics compared to the typical assumption of isotropy. Several studies in the literature (for examples: Bilston et al. [1, 15] assumed that very soft tissues are initially isotropic. Although liver tissue is a soft tissue and does not bear mechanical loads, the initially isotropic assumption may not be applicable to porcine liver tissue samples (cylindrical 7 mm diameter, 4–10 mm height; cubical 10 × 10 × 10 mm³) although it might be applicable to porcine brain tissue samples as reported by Miller and Chinzei [15]. From our combined compression and elongation experiments with porcine brain tissue, the brain tissue samples were found to be very much softer compared to that of liver tissue. As is apparent, the mechanical properties of liver and brain tissues are very different.

We are not aware of any significant efforts to investigate the anisotropic properties of liver tissue, and to model these properties of liver tissue using nonlinear constitutive equations. The proposed combined energy model has the following mathematical advantages: at low strain, the logarithmic component in the combined model was small, and the polynomial component was dominant. Their roles were reversed at high strain. The parameters do not vary much in fitting the various experimental curves. This consistency will contribute to stable computation. This model is therefore advantageous in describing the entire nonlinear stress–strain curve.

This equation could be implemented for modelling robotic needle insertion procedures [14, 19] useful in designing computer aided surgical procedures. Nevertheless, the material parameters were derived from uniaxial loading experiments. Biaxial tensile tests with simultaneously applied forces in both longitudinal and transversal directions will provide more information on modelling the deformation of liver organ under multiaxial conditions typical in abdominal surgery.

An alternative for fast deformation computing is to replace the strain energy based stress–strain equation with a simpler non energy based equation such as $\sigma = ke^d$ where k and d are constants to model the stress–strain relationship of liver tissue in the horizontal and vertical direction. In addition to the absent of complex three dimensional stress fields, the fitting errors associated with non energy based equation were significantly large compared to that of energy based constitutive models. Hence, energy based stress–strain equations should be used for clinically viable surgical simulation modelling despite the complexity and demand for larger computing power compared to that of energy based equations.

5 Conclusions

This study showed that liver tissue is transversely isotropic with the primary axis perpendicular to the cross sectional surface of tissue sample. The improved capability of a combined strain energy based constitutive equation for transversely isotropic material in modelling the experimental data compared to its previously disclosed isotropic version suggests that the assumption on the fourth invariant in the equation is probably correct. The anisotropy properties of liver tissue should be considered in surgical simulation research.

Acknowledgments This work is partially supported by “Research for the Future Program (JSPS-RFTF 99I00904)” funded by Japan Society for the Promotion of Science and “Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body” funded by Ministry of Health, Labour and Welfare. The first author is also grateful to Prof. James H. Anderson of Johns Hopkins University School of Medicine, USA for his valuable comments, and his help in ensuring that the grammar of this manuscript is correct.

References

1. Bilston L, Liu Z, Phan-Tien N (2001) Large strain behaviour of brain tissue in shear: some experimental data and differential constitutive model. *Biorheology* 38:335–345
2. Carter FJ, Frank TG, Davies PJ, McLean D, Cuschieri A (2001) Biomechanical testing of intra-abdominal soft tissue. *Med Image Anal* 5:231–236
3. Choy YB, Cao H, Tungitkusolmun S, Tsai J-Z, Haemmerich D, Vorperian VR, Webster JG (2002) Mechanical compliance of the endocardium. *J Biomech* 35:1671–1676
4. Chui C, Kobayashi E, Chen X, Hisada T, Sakuma I (2004) Combined compression and elongation experiments and nonlinear constitutive modelling of liver tissue for surgical simulation. *IFMBE J Med Biol Eng Comput* 42(6):787–798
5. Cotin S, Delingette H, Ayache N (1998) Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery deformation. INRIA Technical Report RR-3511
6. Davies PJ, Carter FJ, Cuschieri A (2002) Mathematical modelling for keyhole surgery simulation: a biomechanical model for spleen tissue. *IMA J Appl Math* 67:41–67
7. Delingette H, Cotin S, Ayache N (1999) Efficient linear elastic models of soft tissues for real-time surgery simulation. In Westwood JD et al (ed) *Studies in health technology and informatics 62: medicine meets virtual reality—the convergence of physical and informational technologies: options for a new era in healthcare*, pp 100–101
8. DiMaio SP, Salcudean SE (2002) Needle insertion modeling for the interactive simulation of percutaneous procedures. In Dohi H, Kikinis R (ed) *Lecture notes in computer science 2489: medical image computing and computer-assisted intervention—MICCAI 2002*, pp 253–260
9. Ericksen LC, Rivlin RS (1954) Large elastic deformations of homogeneous anisotropic materials. *J Ration Mech Anal* 3:281–301
10. Fung YC, Liu S, Zhou J (1993) Remodeling of the constitutive equation while a blood vessel remodels itself under stress. *ASME J Biomech Eng* 115:453–459
11. Hayashi K (1993) Experimental approaches on measuring the mechanical properties and constitutive laws of arterial walls. *ASME J Biomech Eng* 115:481–487
12. Hu T, Desai JP (2003) A biomechanical model of the liver for reality-based hepatic feedback. In Ellis RE, Peters TM (ed) *Lecture notes in computer science 2879: medical image computing and computer assisted intervention conference—MICCAI 2003*, pp 75–82
13. Limbert G, Taylor M, Middleton J (2004) Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. *J Biomech* 37:1723–1731
14. Masamune K, Fichtinger G, Patriciu A, Susil RC, Taylor RH, Kavoussi LR, Anderson JH, Sakuma I, Dohi T, Stoianovici D (2001) System for robotically assisted percutaneous

- procedures with computed tomography guidance. *Comput Aided Surg* 6:370–383
15. Miller K (2000) Constitutive modelling of abdominal organs. *J Biomechan* 33:367–373
 16. Miller K, Chinzei K (1997) Constitutive modelling of brain tissue: experiment and theory. *J. Biomechan* 30:1115–1121
 17. Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL (1995) Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science* 269(99):1854–1857
 18. Netter FH (1997) *Atlas of human anatomy*, 2nd edn. East Hanover, Navartis
 19. Schreiner S, Anderson JH, Taylor RH, Funda J, Bzostek A, Barnes AC (1997) A system for percutaneous delivery of treatment with a fluoroscopically-guided robot. In *Proceedings of joint conference of computer vision, virtual reality, and robotic in medicine and medical robotic and computer surgery*, Grenoble
 20. Takamiziwa K, Hayashi K (1987) Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics. *J Biomech* 20(1):7–17
 21. Tortora GJ (2002) *Principles of human anatomy*, 9th edn. Wiley, New York

画像誘導下手術支援ロボットシステムのための MRI 対応モータ駆動法

鈴木 孝司*・廖 洪恩**・小林英津子**・佐久間一郎**

A Novel Magnetic Resonance Imaging-compatible Motor Control Method for Image-guided Robotic Surgery.

Takashi SUZUKI,* Hongen LIAO,** Etsuko KOBAYASHI,** Ichiro SAKUMA**

Abstract In a magnetic resonance imaging (MRI) guided surgery assisting robot system, electromagnetic interference problem is unavoidable. Driving of motors during scanning especially deteriorates the image quality. We propose a novel MRI compatible method considering the pulse sequence of imaging. Motors are driven during short time when MRI system stops acquisition of signal to wait relaxation of proton, so that image does not contain noise from actuators. We synchronize MRI system and motor using radio frequency pulse signal (8.5 MHz) as a trigger, which is acquired by the special antenna mounted near the scanner. This method can be widely applied because it only receives a part of scanning signal and needs neither hardware nor software change of MRI system. As a feasibility evaluation test, we compared the images and signal-to-noises ratio between the cases with and without this method, under the condition that a piezoelectric motor was driven during scanning as a noise source, which was generally used as a MRI compatible actuator. The results showed no deterioration of the image quality because of motor actuation and the benefit of the new method even though the choice of available scanning sequences was limited.

Keywords: magnetic resonance imaging, MRI compatible, pulse sequence, ultrasonic motor, synchronous control

1. 背景

1.1 ノイズとの共存による MRI 対応性

従来の外科手術では術前に取得した画像を用いた手術計画に基づき、訓練を積んだ医師が手技を行ってきた。しかし、実際に手術を行う際の臓器の位置・形状が術前画像とは異なっている場合があり、また手術手技を行うための空間が狭い場合や、アプローチが困難な場所に存在する場合は人間の手による手技では円滑に手術を行うのが困難になる場合があった。そこで近年、より精度の高い手術の実現を目指し、核磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging, MRI), X線コンピュータ断層画像 (computed tomogra-

phy, CT) 等の画像診断技術を用いた術中撮像と手術支援ロボットマニピュレータによる精密手術の融合による精密誘導手術が求められている。さまざまな画像モダリティがある中で、術中に使用する撮像機器としては、被曝がなく、血管画像や温度画像、脳機能画像等の取得が可能な MRI が注目を浴びている。しかし、MRI 誘導下に手術支援マニピュレータを使用する場合、マニピュレータは高磁場環境下に置かれるため、MRI 装置と手術支援マニピュレータの親和性、つまり MRI 対応性について考慮する必要がある。MRI 対応性とは (1) MRI 装置室内で安全に駆動可能である、(2) 機器の存在や駆動が画像を劣化させない、(3) MRI の磁場、撮像動作によってロボットの駆動が妨げられない、という3条件とされており[1]、これらの解決のために、非磁性のアクチュエータやセンサ、機構部品等の使用が試みられてきた[1-6]。アクチュエータに関しては MRI 装置の静磁場を乱さない、かつ磁場による引力を受けないという理由から、圧電素子を用いた超音波モータ[1-4]や空圧、水圧等の流体圧を用いるアクチュエータ[5]、及びそれらを組み合わせたもの[6]が使用されてきた。しかし、水圧や空圧によるモータに関しては位置決め制御や起動制御の難しさがあり、水圧の場合は液漏れの危険性もある。

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)
2006 年 7 月 25 日受付, 2006 年 9 月 28 日改訂, 2006 年 11 月 1 日再改訂

Received July 25, 2006; revised September 28, 2006, November 1, 2006.

* 東京大学大学院新領域創成科学研究科
Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

** 東京大学大学院工学系研究科
Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

また超音波モータについても駆動時に発生する電磁ノイズが画像信号に干渉することで画像の質を低下させるという問題があった。その点については従来から2種類の対応策が主に用いられてきた。

1つはノイズ源の電源を遮断する方法である。Masamuneらもノイズによる画像劣化を防ぐ目的から撮像中はモータの電源を遮断している[2]。電源遮断によりノイズの発生を考慮する必要がないために有効な方法であるが、撮像のたびにモータ及び周辺機器の電源遮断と再起動を繰り返す必要があるため作業が煩雑であり、またその作業によって手術時間の延長につながる恐れがある。また変形しやすい軟性臓器に関しては撮像とマニピュレータ動作の間に時間差が生じるため、画像に基づいた軌道計画を立てても、実際に駆動する段階では臓器の位置・形状が既に変化しており、手術計画の意味を果たさないという問題もある。

また別の対策法としては、モータを撮像領域から十分に離れた場所(MR室内で撮像領域から離れた場所、あるいはMR室外)に設置することにより、MRI装置にノイズが届かないようにする方法である[4,6]。電源遮断・再起動が不要で、撮像と同時にマニピュレータを駆動することが可能となるが、マニピュレータが実際に治療を行う撮像領域近くまでモータの動力を伝達する必要があり、そのためにはリンクやギア、ロッド、水圧・空圧といった伝達系を用いることになる。それら伝達系が手術支援マニピュレータの大型化をもたらすとともに、手先位置決め精度の低下や伝達ロスを考慮することによるモータの大型化につながるという問題も発生する。MRI誘導下手術を行う際、磁石に囲まれた狭い空間をいかに有効に利用するかということは非常に重要であり、その点から装置の大型化は最も避けなければならないため、適切な方法ではない。

つまり大型の伝達系を用いない小型の手術支援マニピュレータを用いて、画像取得と同時にマニピュレータの軌跡計画を立て、駆動を行うことが望まれている。

1.2 MRI誘導下RFA治療における先行研究

MRI誘導下手術支援マニピュレータにおけるノイズ対策について紹介したが、ノイズ発生源とMRI装置との干渉の問題についてはInterventional MRIの分野における先行研究においても議論が行われている。腫瘍の治療方法の一つとしてラジオ波焼灼(radio frequency ablation, RFA)治療がある。患部に穿刺した針に高周波電流を印加することにより、腫瘍を凝固壊死させる方法である。精確なターゲット同定および局所温度画像の取得を目的として、MRI誘導下での実施が望まれている。しかし治療に用いられる高周波電流がMRI装置にはノイズとなり、画像の劣化を招くため、さまざまな対策法が提案されてきた。

Oshiroらは電気回路的あるいはソフトウェア的フィルタを用いて、ノイズを除去し画像信号だけを取得すること

を試み、その結果ノイズの影響を受けない画像の取得が実現されている[7]。しかし、この手法はノイズの周波数帯が画像信号と重ならない場合には使用可能であるが、画像信号と同じ帯域の場合は画像信号もキャンセルされるため、使用に際しては対象となるノイズの周波数が限定され、手段としては不十分である。

Zhangらは、パルスシーケンス内部でMRI装置が信号の取得を行わない時間帯(不活時間)にのみノイズの発生する焼灼治療を行い、MRI装置にノイズを受信させないことによって、ノイズとMRI装置の電磁干渉を防ぎ、ノイズのない画像取得を試みた[8]。不活時間とはMRIパルスシーケンスにおいて、プロトンから画像信号を取得した後、次の励起までの待ち時間のことである(詳細は2.1 基本原理で述べる)。不活時間の利用はノイズを防止する有効な手段の一つであり、例えばマルチスライス撮像法においては、複数の撮像面に関して互いの不活時間を使用しながらプロトンの励起を行うため、画像間での干渉なく複数の画像信号を同時に取得できる。文献[8]の方法はノイズの発生とMRI装置による信号の取得が時間的に分離されているため、文献[7]のようにノイズの周波数帯を選ばない手法である。しかし、パルスシーケンス内で焼灼治療が可能となる不活時間のタイミングを認識するために、MRI装置から出力されるタイミング信号を使用していることから、MRI装置に依存した特別なハードウェアインタフェースを必要とする。そのため幅広い臨床応用を考慮した際には対象となる装置が限定されることから、汎用的ではなく適切な方法ではない。

1.3 研究の目的

MRI画像誘導下手術支援ロボットにおいて、画像取得とロボット駆動を同時に行う際にノイズと画像信号の干渉による画質の劣化が問題になるが、電源遮断によるノイズ発生抑制やモータ設置場所によるノイズ防止といった方法ではなく、ノイズとの共存を前提に画像を劣化させることなくモータを駆動する方法を新たに提案する

また類似した概念に基づく先行研究においてはノイズの周波数帯域が制限されるという問題やMRI装置に依存した手法であるという問題があったが、その点に関して装置に依存しない汎用的な手法を採用することによって、広い臨床応用を実現可能なものとする。

これによりモータを患者近くに設置することが可能になるため、伝達機構による装置の大型化が防げると共に、伝達ロスを最小限に抑えることが可能なため要求されるトルクも小さくなり、さらなる装置の小型化が見込める。また撮像の際にモータの電源遮断が不要になり手術時間を延長することがなくなると予想される。

2. 方 法

2.1 基本原理

MRI 撮像の原理においては以下のようなプロセスが繰り返される。つまり、励起 RF パルスによって撮像面のプロトンが選択的に励起され、エコー時間 (TE) が経過した時点で共鳴信号を取得し、そして、次の画像取得に向けてプロトンの緩和を待つ、というプロセスである。共鳴信号取得後の緩和を待つ時間 (不活時間) には信号の取得は行われなため、ノイズの発生があっても同じく受信されず、画像に影響を与えることがない (図 1)。そこで、そのノイズの影響がない時間 (以下「ノイズ許容時間」) にのみノイズ源となるマニピュレータの駆動を行うことで、ノイズを含まない画像取得とマニピュレータの駆動を同時に実現することが可能となる。

2.2 同期方法

上記の概念の実現のためにはモータの駆動をノイズ許容時間内に確実に完了させることが必要であり、MRI 装置とマニピュレータ制御系の時間同期を行わなくてはならない。上記の先行研究 [8] では MRI 装置内部から得られるタイミング信号を用いて高周波電流の on/off を切り替えていたが、全ての MRI 装置で内部信号を用いることが可能わけではなく、装置に依存する方法である。そこで本研究では装置に依存しない方法として、RF パルスを使用することを提案する。

MRI の撮像シーケンスにおいては繰り返し時間 (TR) が一種の時間単位となっており、その開始点で RF パルスが照射される。その RF パルスを外部から受信し同期トリガとすることで、MRI 装置と MRI 装置とは独立なマニピュレータ制御系が同じ時間軸を持つことが可能になり、同期が実現される。RF パルスは外部から容易に観察可能な対象であり、MRI 装置に特別なインタフェース等は必要としないため、幅広く利用することが可能である。さらに RF パルスは撮像面の選択励起のたびに照射されるので、頻繁な同期信号取得が可能であり、確実な同期が実現される。

2.3 システム構成

本手法を実現するためのシステムは、MRI 装置、RF パ

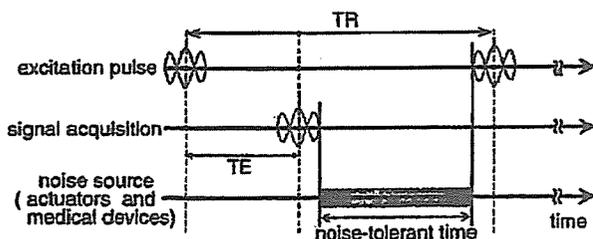


図 1 MRI パルスシーケンスおよびノイズ許容時間
Fig. 1 Pulse sequence of MRI and noise-tolerant time.

ルス受信アンテナ、マニピュレータ、そしてそれらを統合するシステム管理用コンピュータの 4 点から構成される。

2.3.1 MRI 装置 本研究では開放型ガントリを有する実験用垂直磁場型 MRI 装置 (特注品, 株式会社日立メディコ) を使用し、磁場強度は 0.2 T である。臨床における広い普及を考え、MRI 装置への特殊な改造等は行わなかった。

2.3.2 RF パルス受信アンテナ MRI 装置とモータ駆動系の同期トリガとなる RF パルスを受信するために RF パルス受信アンテナが必要となる。アンテナは LC 並列共振回路を用いて製作した。共振周波数 f_0 は、実験に使用した MRI 装置の磁場強度 0.2 T に対応して、ラーモアの式

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} |B_0|, \\ \left(\frac{\gamma}{2\pi} = 42.6 \times 10^6 \text{ Hz/T}, B_0 = \text{main magnetic field} \right) \quad (1)$$

から求められるプロトンの共鳴周波数 8.5 MHz に設定した。受信した信号は制御用コンピュータで取り込み、受信の有無を判定するが、受信される RF パルスはインパルス状の非常に短い信号であるため、コンピュータでの取り込みを行う場合に制御ループの速度によっては見落としの危険性がある。そこでアンテナ-コンピュータ間に検波回路および増幅回路を導入して、受信した信号電位を 0/5 V の 2 値的な信号に変換した後に、コンピュータに入力する。信号の読み取りはデジタル入出力ボード (PCI-2762C, 株式会社インタフェース) を用いた。

2.3.3 マニピュレータ 本研究では MRI 誘導下に手術支援ロボットマニピュレータを操作することを想定しているが、本研究においては、ノイズを含まない画像の取得、実現性の可能性を評価することが目的である。そのためマニピュレータ等の製作は行わず、アクチュエータを単体で使用した。アクチュエータは MRI 対応手術支援ロボットマニピュレータに広く使われている非磁性超音波モータおよび専用ドライバユニット (USR60 E3N および D6060E, 株式会社新生工業) を使用した。回転方向の設定及び回転指令には前述のデジタル入出力ボードを用い、速度設定には DA 変換出力ボード (PCI-3338, 株式会社インタフェース) を用いた。

2.3.4 システム管理用コンピュータ システムを統合するコンピュータとして PC/AT 互換機 (Pentium III, 500 MHz, メモリ 384 MB) を使用した。Red Hat Linux 9 (カーネルバージョン 2.4) をもとにカーネルを再構築した OS を使用した [9]。この OS は通常 10 ms 毎 (100 Hz) に発生するタイマ割り込みを 1 ms 毎 (1 kHz) で発生するようにしたものである。この OS を用いて制御プログラムを優先度最大で実行することにより、2 ms 以上 1 ms 単位での制御が可能になるという利点がある。リアルタイム OS

に比べ厳密な時間管理は不可能であり多少のばらつきはあるものの、本研究で必要となる精度としては十分であり、問題はないと考えられたため、このOSを採用した。

制御用ルーチンはボード付属のライブラリ関数を用いてC言語で作成した。コンピュータの担うタスクは、RFパルス信号の受信およびアクチュエータの制御である。RFパルスを受信すると同時にタイマを起動し、TEの経過を待つ。そしてエコー取得が終わった後にモータの駆動を開始し、次のRFパルス受信までの時間まで駆動する。つまり図1に示すノイズ許容時間内のみモータを駆動する。

3. 評価実験

本研究で提案するMRI装置と同期したモータの制御によってノイズを含まない画像の取得を可能とする手法の実現可能性を評価すべく、簡単な実験環境を構築し、同期制御を行わない場合と行った場合での画像の比較を行った。

実験環境を図2に示す。モータはガントリ中心から350mmの距離に設置した。これはMRIガントリ内に患者が横たわっている状態を想定して、マニピュレータは350mm程度離れた位置に設置されると仮定した値である。コンピュータやRFパルス受信回路、超音波モータ駆動用ドライバ回路等はMR室外に設置し、ケーブルはMR室出入口の扉から通した。そのため、撮像時も完全には扉を閉めてはいない。

撮像は、頭部用コイルを用いて、撮像用円筒形ファントム(塩化ニッケル、塩化ナトリウム水溶液)のT2画像を取得した。シーケンスとしてはファストスピンエコー法(Fast spin echo, FSE)を用い、TR/TE=400/60ms、フリップアングル90度、スライス厚8mm、解像度128×128、FOV250×250mm²に設定した。FSE撮像におけるエコー間隔(Echo space)は15ms、1回のTR間に取得するエコー数(Echo train length)は8とした。撮像時間は6.4sであった。これらのパラメータのシステム管理用コンピュータへの入力については、本研究では事前に手入力を行った。将来的には1度撮像を行い、その画像をDICOMフォーマットで取り出し、ファイルヘッダ部分に記録された情報を読み取ることで自動的に設定されるようにする予定である。

1回の撮像において、TRが16回繰り返されるが、各回においてRFパルス受信後200msから、100msをノイズ許容時間として使用し、モータを駆動した。本実験で用いたモータは負荷慣性のない状態において起動応答時間50ms、停止時間1msであることから、モータの駆動に必要な時間は十分確保されている。

上記のシーケンスを用いた場合、6.4s毎の画像更新が可能である。本手法の臨床応用の形態として、Interventional MRIのように全ての手技をMRI誘導下に行うことは想定しておらず、例えばRFA穿刺針の位置決め確認と

いった用途への応用を考えているため、連続的画像は必要なく、離散的な画像で十分であることから、この撮像パラメータは適切な設定であるとみなした。

撮像においては、(a)MR室の扉を閉めた状態、(b)MR室の扉を開けた状態、(c)モータ及びアンテナをガントリ内に導入し、モータドライバに通電していない状態、(d)モータドライバに通電した状態(モータは停止)、(e)本研究で提案する手法を使用してモータを駆動した状態、(f)本研究で提案する手法を使用せずにモータを駆動した状態、の6種類の画像を各々5回ずつ取得した。各画像において、(a)と(b)はMR室の扉を開けていることによるノイズ、(b)と(c)はモータやアンテナを導入したことによるノイズ、(c)と(d)はモータに通電したことによるノイズを観察するためであり、(d)と(e)、(f)はモータを駆動した際に、本研究で提案した手法が有効に機能するかを検証するためである。

また画像のSN比を求め、比較を行った。6種類の撮像条件ごとに5回ずつ撮像を行ったが、その全ての画像に対してSN比を求め、各条件におけるSN比の平均と標準偏差を求めた。ここではSN比は、式(2)によって定義される。

$$SNR = I_{center} / SD_{corners} \quad (2)$$

I_{center} はファントムが写っている画像中心領域に存在する画素の輝度値を平均した値であり、 $SD_{corners}$ は画像の四隅の背景としてみなされる領域における輝度値の標準偏差の平均値である。領域のサイズは中心、四隅とも直径19ピクセルの円である。ファントムの位置およびSN比の計測に用いる円場所は、全ての計測において移動させることなく常に同じ位置だった。ここでSN比は単純な比を示す無次元数として求められ、dB単位ではない。

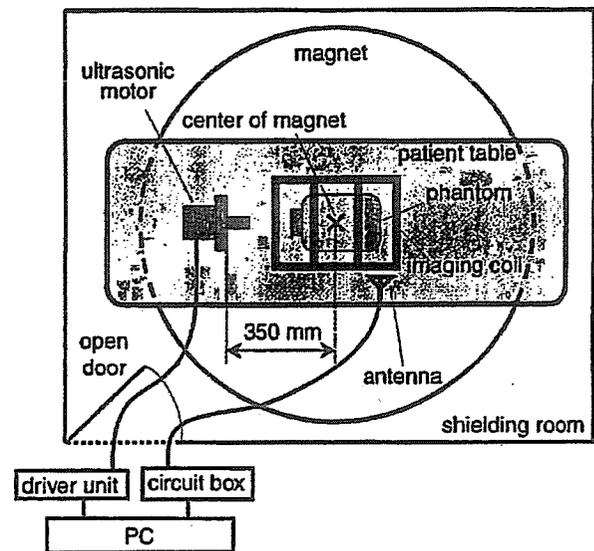


図2 実験装置概要
Fig. 2 Experimental setup

表1 SN比および低下率
Table 1 Signal to noise ratio and reduction rate.

Images	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
SNR (ave. \pm S.D.)	146.5 \pm 5.5	142.5 \pm 3.3	135.0 \pm 3.3	135.9 \pm 6.6	135.9 \pm 3.2	102 \pm 1.4
Reduction rate [%]	0	2.8	7.9	7.2	7.2	93.0

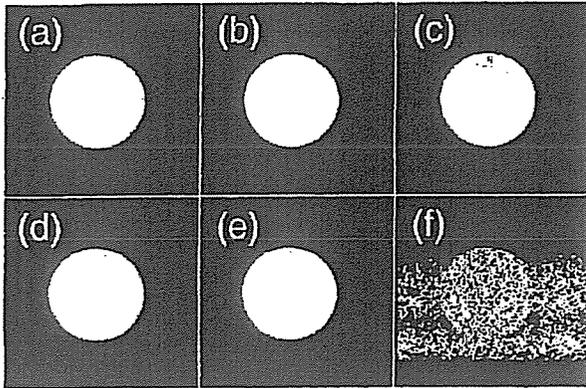


図3 実験結果画像; (a) 参照用ファントムのみ (ドアを閉じた状態), (b) 参照用ファントムのみ (ドアを開いた状態), (c) モータ・アンテナ導入, モータ電源オフ, (d) モータ電源オン, モータ停止中, (e) モータ駆動中 (提案する手法を使用), (f) モータ駆動中 (提案する手法を不使用).

Fig. 3 Images of experimental results; (a) phantom (with door closed), (b) phantom (with door open), (c) power supply off, (d) power supply on and motor stopped, (e) in motion (with the proposed control method), (f) in motion (without the proposed control method).

図3に結果の画像を示し、表1に求めたSN比と(a)の画像を基準としたときのSN比の低下を百分率で示す。百分率の計算には平均値を用いた。(a)から(e)の画像に比べて(f)の画像は画像の劣化が激しく、それは求めたSN比からも明らかである。

4. 考 察

本研究ではMRIの撮像シーケンスにおけるノイズ許容時間のみノイズの発生を許可し、RFパルスを同期トリガとして用いたMRI装置とモータの同期制御を行うことで、従来は不可能であった撮像とモータ駆動を同時に行う方法を提案し、その有用性の評価を行った。

図3、表1に示す結果に基づき、本研究の結果について考察を行う。ファントムのみ画像のうち(a)と(b)を比較すると、画像の見かけ上の劣化は確認できず、SN比の低下も約3%と低く抑えられていることからMR室の扉を開放した状態で実験を行うことに関しては問題なかった。しかし、これについては今後MR室を貫通するケーブル用穴を設置する予定である。次に(b)と(c)との比較では画像に顕著な違いは見られない。SN比は若干減少している

が、これはモータへの通電用ケーブルやアンテナ線によって、パソコンやその他のMR室外のノイズがMR室内に導入されたものであると考えられる。(c)と(d)を比べると同様に画像、SN比ともに同程度である。モータの電源を入れることによるSN比の更なる低下が予想されたが、その影響は見られなかった。そして最後に(d)と(e)、(f)を比較すると、(e)はほとんど変化がないのに対して、(f)はファントムの形状が確認できるのみであり、術中画像としては使用できないほどに画質が劣化している。SN比に関しては(d)と(e)では減少が見られないが、(f)は画像からも明らかのように顕著にSN比が低下した。

以上の結果より、本研究で提案した新たなモータ駆動法を用いることで、モータを磁場中心付近に設置して撮像中に駆動した場合でもノイズの影響のない画像を取得することが可能であると示された。モータやアンテナをMRI装置近傍に導入することによる若干の画像の劣化は見られたものの、SN比の減少率は最大で約8%であり、問題ないと考えられる。また画質の劣化していない画像が取得できたことから、独自に製作したRFパルス受信用アンテナにより受信したRF波は同期トリガとして機能しており、MRI装置とシステム管理用コンピュータの同期が実現されたことが示された。

本手法の適用により撮像領域近くへのモータの設置及び撮像中のモータ駆動が可能となるため、MRI誘導下手術支援マニピュレータにおいて、従来の研究で問題となっていた

- ・撮像ごとにモータ及び周辺機器の電源遮断と再起動を繰り返すことによる煩雑さや手術時間の延長
 - ・駆動源を撮像領域から離れた場所に設置することに起因する装置の大型化や伝達系によるトルクの損失
- に対して、解決策を示すことができた。

また本論文においては、パルスシーケンス内のノイズ許容時間に着目し、その時間内のみノイズの発生を許可することで、ノイズによる影響を受けない画像取得を実現した。この方法はMRI誘導下手術支援マニピュレータの分野においては、本研究が初めての応用例である。この手法はInterventional MRIの分野における先行研究で述べたバンドパスフィルタを用いた方法[7]のようにノイズの周波数帯が限定されることはなく、画像と同じ帯域のノイズであっても影響を受けないことから、あらゆる周波数帯のノイズ対策に有効な手法である。また撮像時間内にモータの駆動を行っており撮像時間内に駆動時間が含まれることか

ら、単純にモータの駆動と撮像を切り替えて行う場合の手術時間は撮像時間及び駆動時間の和となるのに比べて、手術時間の短縮も見込まれる。

さらには MRI 装置と手術支援マニピュレータの同期トリガとして外部から観察可能な RF パルスを用いたが、筆者らの知る範囲においては MRI 装置から出力される RF パルスを MRI 装置と外部機器の同期トリガとして用いた例はこれまでにない。従来研究[8]にあったような MRI 装置に依存した手法ではなく、全ての MRI 装置に対して応用可能な簡便かつ画期的な手法であることから、臨床への幅広い普及が期待される。

一方で、本手法の限界として撮像パルスシーケンスと撮像速度のトレードオフの問題がある。ロボットマニピュレータを駆動する場合、ロボットとしての応答時間や加減速時間等が必要となるために、ある程度以上のノイズ許容時間が確保されなければならないが、過剰なノイズ許容時間の確保は撮像時間の延長、つまり画像更新周期の低下をもたらす。

そのため、現在 Interventional MRI で用いられるシネ画像のような高速撮像ではノイズ許容時間が確保できないため使用できない。また通常の MR 画像取得の際に用いられるマルチスライス法は、複数の撮像面の取得にノイズ許容時間を用いるため、モータ駆動に利用できる時間が極めて短く、あるいはゼロになるために、本手法を用いることは不可能である。

本手法の具体的な臨床応用を考える場合、撮像パルスシーケンスは必要となる画像の対象臓器や解像度などで必然的に決定されるために、自由度があまり高くない。ノイズ許容時間の確保を優先した撮像パラメータ設定も可能ではあるが、不適切な設定では、画像へのアーチファクトや画質の劣化という問題が生じる。そのため、必要となる画像に適したパルスシーケンスはある程度制限があり、またマニピュレータの操作を行うためのモータ駆動条件にも同様に制限があるということを前提に、その両者の拘束の下にパルスシーケンスとモータ駆動条件の双方を調節するというのが現実的な手法である。

必要となる撮像パラメータは、ロボットマニピュレータの機械要素や電気系統、あるいは要求される画像更新速度に依存するため一概には決定できないが、その点に関して筆者らがこれまでに開発を行ってきた手術支援用小型鉗子マニピュレータ[10]において鉗子の刺入動作及び軸周り回転を実現する摩擦駆動機構による穿刺操作を例にとり、本実験で用いたパルスシーケンスとモータ駆動条件の整合性を考察する。

体内の比較的深部への穿刺として 150 mm の穿刺動作を実現すると仮定する。摩擦駆動機構の刺入動作において長軸方向刺入量 L mm は、鉗子の直径 D mm、モータの回転角 θ rad を用いて、 $L = D\theta \tan(\pi/6)$ で表される[11]。こ

で D は 5 mm なので、1 回の撮像において $L = 150$ mm を実現するのに必要となる回転量 θ は 52.0 rad となる。1 回の撮像あたり 16 回のノイズ許容時間があるため 1 回のノイズ許容時間での回転量は 3.25 rad つまり 186 deg と求められる。

一方、本実験で用いたパルスシーケンスでは 235 ms のノイズ許容時間があったが、アクチュエータの仕様として無負荷状態で起動応答に 50 ms、停止に 1 ms が必要である。起動応答時間分だけ前もって駆動指令を与えることにより起動応答時間は無視でき、また停止時間も十分短いとして、モータ駆動時間を 230 ms 確保できると仮定する。この時間内で 186 deg の回転を実現するためにはモータは 809 deg/s、つまり 135 rpm の速度で回転すればよく、実験で用いたモータの回転速度は 15 ~ 150 rpm の範囲内に含まれている。以上のことから本実験で用いた設定は妥当であったと考えられる。

ただし、評価実験で用いたパルスシーケンスは本手法を適応する対象の一例となる条件設定ではあったが、唯一の例でも最適な例でもない。つまり、MRI の撮像シーケンスの自由度は対象臓器や目的に応じてある程度限定され、また要求されるマニピュレータの動作を実現するためのモータ駆動条件も制限を受ける。それら制限の中で、撮像条件とモータ駆動条件の両者を調整する必要がある。あるいはあらかじめモータ駆動時間が決定される場合は、その制限を機構設計に反映させることや必要となる駆動速度やトルクを実現するためにモータを冗長的に複数使用するなどの対応が必要となる。あるいは駆動時間の確保が優先されるような場合は、画質をある程度犠牲にすることでモータ駆動時間を確保するなどの対応が必要となる。つまり、撮像シーケンス及びモータ駆動の条件設定に関しては、対象臓器の構成組織や移動量、移動速度、その臓器を追従するロボットマニピュレータの機構的な構成や駆動範囲、駆動速度、追従精度、そして必要となる画像の領域や更新速度、分解能等の条件設定に関与するパラメータを総合的に判断しながらケースバイケースの調整が必要である。またそういった調整をすることによって、本論文で提案している手法が最大限に活用できると考えられる。

5. 結 論

本研究においては、新しい MRI 対応性の方法として、パルスシーケンス内のノイズ許容時間内のみノイズの発生を許可することによって、ノイズの発生とノイズを含まない MR 画像の取得を同時に可能とする手法を提案した。製作したアンテナにより受信した RF パルスを同期トリガとして使用することで、MRI 装置と超音波モータの同期制御下に、ノイズの発生する超音波モータの駆動とノイズを含まない MR 撮像取得を実現した。評価実験の結果、本手法の有用性が示された。

文 献

1. 鎮西清行: オープン MRI とロボット. 日本ロボット学会誌. 18 (1): 37-40, 2000.
2. Masamune K, Kobayashi E, Masutani Y, Suzuki M, Dohi T, Iseki H, Takakura K: Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery. J Image Guid Surg. 1 (4): 242-248, 1995.
3. Koseki Y, Washio T, Chinzei K, Iseki I: Endoscope manipulator for trans-nasal Neurosurgery, optimized for and compatible to vertical field open MRI Proc of 5th International conference on medical image computing and computer-assisted intervention, part I, Lecture note in computer science 2488, Tokyo, 2002, pp. 114-121.
4. Larson BT, Erdman AG, Tsekos NV, Yacoub E, Tsekos PV, Koutlas IG: Design of an MRI-compatible robotic stereotactic device for minimally invasive interventions in the breast. Tran ASME, J Biomech Eng. 126 (4): 458-465, 2004.
5. DiMaio SP, Fischer GS, Haker SJ, Hata N, Iordachita I, Tempany CM, Kikinis R, Fichtinger G: A System for MRI-guided Prostate Interventions. Proc of The first IEEE/RAS-EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics (BioRob2006), Pisa, 2006, pp. 68-73.
6. D. Kim, E. Kobayashi, T. Dohi, and I. Sakuma: A new, compact MR-compatible Surgical Manipulator for minimally invasive liver surgery. Proc of 5th International conference on medical image computing and computer-assisted intervention, part I, Lecture note in computer science 2488, Tokyo, 2002, pp. 99-106.
7. Oshiro T, Sinha U, Lu D, Sinha S: Reduction of electronic noise from radiofrequency generator during radiofrequency ablation in interventional MRI J Comput Assist Tomogr. 26 (2): 308-316, 2002.
8. Zhang Q, Chung YC, Lewin JS, and Duerk JL: A method for simultaneous RF ablation and MRI. J Magn Reson Imaging. 8 (1): 110-114, 1998.
9. 熊谷正朗, 江村 超: 汎用 Linux によるロボット制御システムの開発. 日本ロボット学会誌. 20 (2): 157-163, 2002.
10. Suzuki T, Katayama Y, Kobayashi E, Sakuma I: Compact forceps manipulator for laparoscopic surgery. Proc of 2005 IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems, Edmonton, Canada, 2005, pp. 3732-3737.
11. 鈴木孝司, 小林英津子, 金 大永, 稲田 紘, 辻 隆之, 土肥 健純, 佐久間一郎: 多機能鉗子用小型マニピュレータの開発 (第 2 報) - マニピュレータの改良と基本性能評価 -. 日本コンピュータ外科学会誌. 4 (3): 223-224, 2002.

鈴木 孝司 (スズキ タカシ)

平成 14 年東京大学工学部システム創成学科 (精密機械) 卒業. 平成 16 年同大学大学院新領域創成科学研究科環境学専攻修士課程修了. 同年博士課程入学, 現在に至る. 修士 (環境学).

手術支援ロボット, MRI 対応メカトロニクス, 治療支援機器等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.



廖 洪恩 (リョウ コウオン)

2003 年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了, 博士 (工学). 日本学術振興会特別研究員を経て, 2004 年東京大学大学院工学系研究科特任教員, 現在に至る. 2006 年ハーバード大学医学部客員研究員.

医用工学, 三次元医用画像, 手術ロボット, 立体ディスプレイの研究に従事.

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, IEEE, OSA, SPIE, MICCAI などに所属.



小林 英津子 (コバヤシ エツコ)

平成 12 年東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻博士課程修了. 同年同大学大学院新領域創成科学研究科リサーチアソシエイト, 平成 14 年同大学講師, 平成 18 年同大学工学系研究科助教授, 現在に至る.

主としてコンピュータ外科, 手術支援ロボットに関する研究に従事. 博士 (工学).

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, 日本ロボット学会等の会員.



佐久間 一郎 (サクマ イチロウ)

昭和 60 年東京大学大学院工学系研究科博士課程中退. 平成元年工学博士 (東京大学). 平成 10 年東京大学大学院工学系研究科助教授. 平成 11 年同大学院新領域創成科学研究科助教授, 平成 13 年教授, 平成 18 年同大学院工学系研究科教授, 現在に至る.

専門研究分野: 医用精密工学, コンピュータ外科.

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, ライフサポート学会, 精密工学会等の会員.



References

1. Ville Y, Hyett J, Hecher K, Nicolaides K (1995) Preliminary experience with endoscopic laser surgery for severe twin-twin transfusion syndrome. *N Engl J Med* 332:224–227
2. Senat MV, Deprest J, M Boulvain et al (2004) Endoscopic laser surgery versus serial amnioreduction for severe twin-to-twin transfusion syndrome. *N Engl J Med* 351(2):136–44
3. Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T (2003) Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In: Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS 2003), Las Vegas, NV, USA, 27–31 October 2003, vol 3, pp 2577–2582
4. Yamashita H, Hata N, Hashizume M, Dohi T (2004) Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. In: Proceedings of the 7th international conference on medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI 2004), Saint-Malo, France 26–29 September 2004. lecture notes in computer science (LNCS) 3217. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 121–128

Evaluation of compact forceps manipulator using friction wheel mechanism and gimbals mechanism for laparoscopic surgery

T. Suzuki · Y. Katayama · E. Kobayashi · I. Sakuma

Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Japan

Abstract This paper reports evaluation of a compact forceps manipulator's dynamic performance. The compact forceps manipulator has four degrees of freedom: rotation and longitudinal translation of forceps realized by "friction wheel mechanism" and pivot motion around the incision hole provided by "gimbals mechanism". Step response of each axis showed that 150 [deg] in rotation, 4 [mm] in translation, and 7 [deg] in pivot motion within 100 [msec] were realized respectively. Tracking evaluation against sinusoidal waveform input showed results that the tracking performance was generally enough, but in higher frequency motion, tracking speed was not enough when the driving direction inverted at the phase of ± 90 [deg]. As future works, we have to evaluate tracking performance against 3D continuous path input simulating surgical task. We can change the control frequency up to beyond 30 [Hz], that is the refresh rate of TV monitor in a visual feedback system under a certain control condition determined by the dynamic performance evaluation.

Keywords Surgical robot · Surgery-assisting robot · Computer-assisted intervention · Pivot motion · Step response · Dynamic response · Tracking performance

1 Introduction

Laparoscopic surgery spreads remarkably as it achieves enough therapeutic performance, equivalent to laparotomy, without large incision. Though it provides various benefits to patients as a technique of minimally invasive surgery, the method is difficult and cannot be applied to all operations. This is because surgeons have a limited view of surgical field from laparoscope and inadequate dexterity according to inconvenient surgical instruments with limited degrees of freedom (DOF). Responding to these issues, surgery-assisting robots are developed and partially clinically applied. It realizes high quality operation using maneuverable robotic arms and intuitive interface, but its large size has some problems such as: difficulty to install into conventional operating room, risk of collision with clinical staffs or patient, and occupation of the space above the patient's abdomen that disturbs the observation of patient by clinical staffs [1]. Another problem is that those systems are "self-contained" and do not accept additional devices developed by third-party researcher or manufacturer, for example robotized forceps developed in a laboratory of university. Thus, a compact surgical assisting robot that accepts a third-party device is required [2].

We have been developing a new compact forceps manipulator. In our design concept, we emphasized limiting DOF and eliminating

redundancy, and simplifying mechanism, so that forceps manipulator can be miniaturized and installed into conventional operating room [3]. We also aim to build a kind of "platform" to drive forceps, which accepts various kinds of forceps without complicated adaptor. In the previous studies, we have manufactured a prototype and evaluated working range, speed, force, torque, and static positioning accuracy with and without a load [4, 5]. But, dynamic motion characteristics were not measured even though dynamic performance is necessary to build a master-slave manipulator because smooth motion without delay is required in visual feedback control system. Thus, the purpose of this study is to evaluate dynamic motion characteristics. In Sect. 2, we introduce system configuration of our manipulator and give a detailed explanation of mechanism. In Sect. 2, experimental setup, protocol, and results are shown, followed by discussion and conclusion.

2 Method

Forceps manipulator consists of two parts: "friction wheel mechanism (FWM)" to drive forceps in rotation and translation, and "gimbals mechanism" to realize pivot motion around the incision hole. FWM is $62 \times 52 \times 150$ [mm³], 0.6[kg], and gimbals mechanism is $135 \times 165 \times 300$ [mm³], 1.1[kg]. The prototype is compact and space-saving design, so that it can be mounted on the bedside rail. Figure 1 shows the prototype of manipulator used in this study. FWM consists of three tilted idle rollers and outer case (Fig. 2(left)). Tilted rollers are fitted onto the surface of forceps shaft and holding the shaft. When outer case is driven by actuator, rollers travel spirally on the circumference of forceps shaft (Fig. 2(center)). Outer case moves spirally on the surface of shaft as if screw nut rotates along screw bolt. Here, we have two kinds of friction wheel with opposite tilting angle like "right-handed screw" and "left-hand-

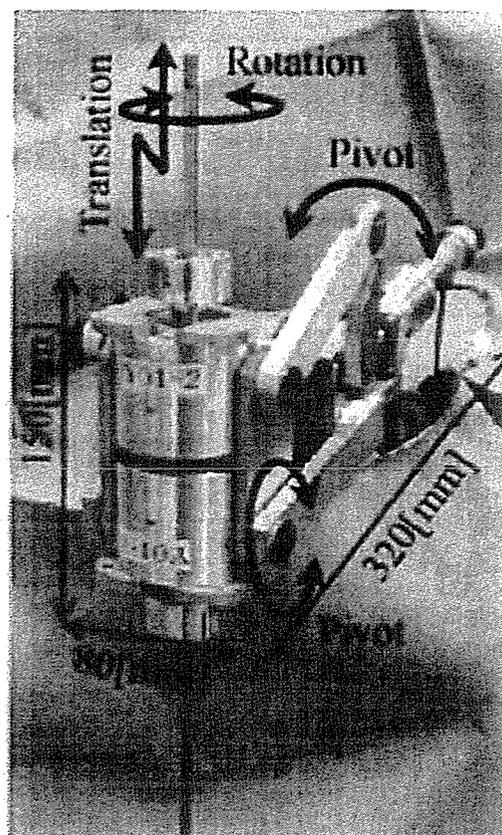


Fig. 1 Prototype of forceps manipulator

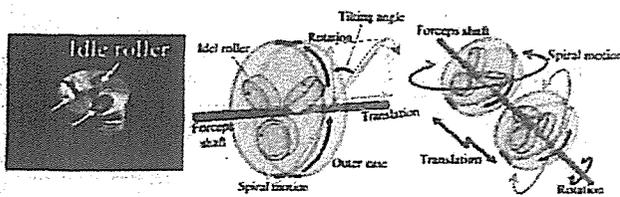


Fig. 2 Friction wheel mechanism: *left* friction wheel, *center* mechanism to generate spiral motion, *right* motion principal to generate translation and rotation

ded screw" (Fig. 2(right)). When both friction wheels rotate in the same direction, the forceps shaft rotates, being held by idle rollers. On the other hand, when each friction wheel rotates in the opposite direction, two types of spiral motions with opposite direction are generated. In that case, rotational motions are mutually cancelled, and remaining translational motion drives forceps in the longitudinal direction. Thus, rotation and translation of forceps are realized [6, 7]. As actuators, we used hollow shaft ultrasonic motors with rotary encoder (custom order, Fukoku, Japan). Gimbals mechanism provides pivot motion around mutually perpendicular axes. It is simple and contributes to miniaturize the manipulator. DC servomotors were used to actuate the gimbals mechanism. The rotational center is located at the intersecting point of two rotational axes, and it is set a little above the abdomen. In other words, gimbals mechanism does not realize remote center of motion. As we reported in [4], results of preliminary experiment using pig showed that gimbals mechanism did not make wound and was feasible as a pivot mechanism because muscle got relaxed under anesthesia.

3 Results

Dynamic motion characteristics were measured, that is necessary to control the manipulator smoothly without delay in a visual-servo master-slave system. We measured step response and tracking performance against sinusoidal waveform input (frequency: 10 [Hz]). Rotational angle of forceps and pivot motion were measured using rotary encoders mounted on the actuators, and longitudinal translation of forceps was calculated from the rotation angle of each friction wheel. As for FWM, step input were set to 4 [mm] in translation, and 150 [deg] in rotation based on some trials. Results are shown in Fig. 3

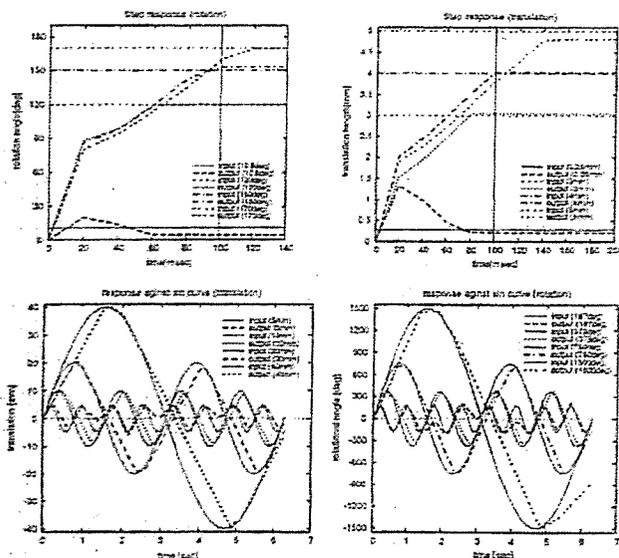


Fig. 3 Dynamic response of FWM: *upper* step response, *lower* sinusoidal waveform trajectory tracking

(upper row). Ultrasonic motors used in this study generate rotation at the speed of 90–180 [rpm] and cannot provide speed of less than 90 [rpm]. As we eliminated small step motion to prevent vibration of actuator around the target position, the measured value exceeded or did not reach the target value. Within one cycle (100 [msec]), 4[mm] translation and 150 [deg] rotation were realized. We also measured step response against minimum input calculated from the minimum rotational speed (90 [rpm]): 0.28 [mm] in translation and 10.8 [deg] in rotation. Though overshoot was observed, the response reached the target value within 100 [msec]. As for the sinusoidal waveform trajectory, we determined the parameters of sinusoidal waveform based on the step response measurement results. In order to meet the condition that maximum speed should be less than 40 [mm/sec] in translation and less than 1500 [deg/sec], we set the translation to be $40 \sin(t)$, $20 \sin(2t)$, $10 \sin(4t)$, and $5 \sin(8t)$ [mm], and rotation $1500 \sin(t)$, $750 \sin(2t)$, $375 \sin(4t)$, and $187.5 \sin(8t)$ [deg]. "t" is the elapsed time [unit:sec] from the start. Here we fixed the maximum speed and changed the amplitude and frequency. Results are shown in Fig. 3 (lower row). Tracking results against sinusoidal waveform input showed good performance, but in the higher frequency input, tracking error was observed.

As for gimbals mechanism, target step input was 5 [deg] based on the maximum speed of gimbals mechanism [5]. Results are shown in Fig. 4 (upper row). Up-to 7 [deg] step input was achieved in 100 [msec]. More than 7 [deg] step input required longer time, and considerable overshoot was observed. In the same way described above, the parameters that defined the sinusoidal waveform trajectory were determined based on the step response measurement results. They were set as $30 \sin(2.33t)$, $15 \sin(4.67t)$, and $7.5 \sin(9.33t)$ [deg]. This is because that the maximum input angle per cycle should be 7 [deg] and maximum speed should be less than 70 [deg/sec], and rotational angle must be less than +/- 30 [deg] not to exceed the maximum working range. Tracking performance against sinusoidal waveform input was shown in Fig. 4 (lower row). Though error was observed, tracking was achieved in 15 and 30 [deg]. In 7.5 [deg], considerable time lags were observed.

4 Conclusion

In this study, we evaluated the response to step input and sinusoidal waveform motion. Though we controlled out manipulator every 100 [msec] (10[Hz]), it was too slow as a robotic manipulator. As shown in the lower rows of Fig. 3 and Fig. 4, low control frequency affected the motion path, so that sinusoidal waveform input is not smooth and looks partially triangular wave. It is notable especially in the higher frequency motion input. Remarkable delay was also observed there. This was because driving direction inverted from + direction to - direction or - to + at the tips of triangular-like sinusoidal waveform

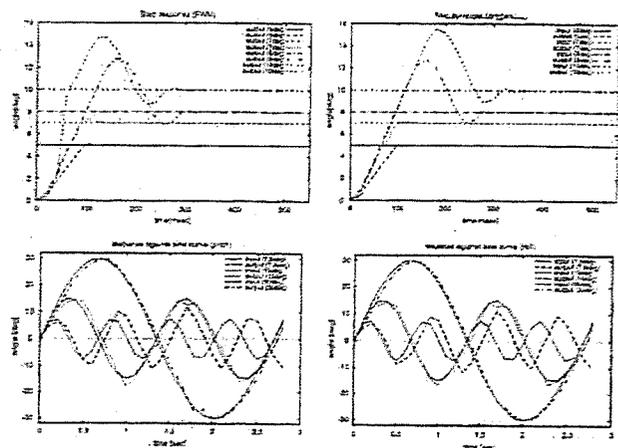


Fig. 4 Dynamic response of FWM: *upper* step response, *lower* sinusoidal waveform trajectory tracking

(phase of around ± 90 [deg]), the driving velocity changed rapidly, so that the tracking performance decreased. Especially in the case of FWM, ultrasonic motor required relatively long time to start rotating or to switch the rotational direction as a feature of driver unit. This can be thought as a cause of delay. Now we are raising the control frequency to at least 30 [Hz], that is the same refresh rate of TV monitor. This is because control frequency of visual servo master-slave system must be beyond the TV refresh rate. As a future work, we have to measure tracking accuracy against 3D continuous path input simulating surgical task to evaluate the clinical feasibility of this manipulator.

Acknowledgement This work is partially supported by "Research for the Future Program (JSPS-RFTF 99100904)" funded by Japan Society for the Promotion of Science, Electro-Mechanic Technology Advancing Foundation, "Research and Development of the Compact Surgical Robot System for Future Medical Care" funded by New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO), and "Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body" funded by Ministry of Health, Labour and Welfare.

References

1. Hashizume M, Tsugawa K (2004) Robotic surgery and cancer: the present state, problems and future vision. *Jpn J Clin Oncol* 34(5):227–237
2. Lanfranco AR, Castellanos AE, Desai JP, Meyers WC (2004) Robotic surgery: a current perspective. *Ann Surg* 239(1):14–21
3. Kobayashi Y, Chiyoda S, Watabe K et al (2002) Small occupancy robotic mechanisms for endoscopic surgery. In: Dohi T, Kikinis R (eds) *Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI 2002: lecture notes in computer science LNCS 2488*, proceedings of the 5th international conference on MICCAI, Tokyo, Japan 25–28 September 2002, Part I, pp 75–82
4. Suzuki T, Kobayashi E, Kim D et al (2002) A new compact robot for manipulating forceps using friction wheel and gimbals mechanism. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K et al (eds) *Computer assisted radiology and surgery. CARS2002: proceedings of the 16th international congress and exhibition, 2002 Jun 26–29: Paris, France 26–29 June 2002*, pp 314–319
5. Suzuki T, Katayama Y, Kobayashi E, Sakuma I (2005) Compact forceps manipulator using friction wheel mechanism and gimbals mechanism for laparoscopic surgery. In: Duncan JS, Gerig G (eds) *Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI 2005: lecture notes in computer science LNCS 3750*, proceedings of the 8th international conference on MICCAI, Palm Springs, CA, USA 26–29 October 2005, Part II, pp 81–88
6. Vollenweider M et al (1998) Surgery simulator with force feedback. In: proceedings of 4th international conference on motion and vibration control, MOVIC98
7. Ikuta K, Takeichi M, Namiki T (1998) Virtual endoscope system with force sensation. In: Wells WM, Colchester A, Delp S (eds) *Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI'98: lecture notes in computer science LNCS 1496*, proceedings of the 1st international conference on MICCAI, Cambridge, MA, USA 11–13 October 1998, pp 293–304

Development of bending and grasping manipulator for multi degrees of freedom ultrasonically activated scalpel

T. Hasuo^a · G. Ogura^{b,c} · I. Sakuma^a · E. Kobayashi^a · H. Iseki^d · R. Nakamura^e

^aGraduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Japan

^bGraduate School of Medical Science, Tokyo Women's Medical University, Japan

^cAloka Corporation, Tokyo, Japan

^dNeurological Institute, Tokyo Women's Medical University, Japan

^eInstitute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical University, Japan

Abstract New surgical techniques is realized by integration of a small functional module on the tip of the forceps that has multi degrees of freedom (DOF) since it enables complex manipulation and treatment of limited workspace. We developed a new multi-DOFs ultrasonically activated scalpel (UAS) prototype. This prototype has two DOFs of bending and grasping realized by antagonistic wire mechanism. The bending angle of this manipulator ranges ± 120 [deg], and the operating angle of the grasping blade ranges 30[deg]. Grasping torque is sufficient to grasp tissue to coagulate. We confirmed that our prototype could incise and coagulate tissue effectively through in vivo experiment. This newly developed multi-DOFs UAS is a powerful equipment for minimally invasive laparoscopic surgery. **Keywords** Harmonic Scalpel[®] · Bending forceps · Minimally invasive surgery · Laparoscopic surgery · Surgical robot · Wire mechanism

1 Purpose

Today ultrasonically activated scalpel (UAS) is widely used in laparoscopic surgery. The currently available UASs have a linear shape. This sometimes makes surgeon to use the device from undesirable approach that might cause complications in surgery [1]. Such surgery requires highly skilled techniques because most existing surgical instruments are linear shape, so the approaching to treatment area are often limited because of the trocar on the abdominal wall. Difficulties in instrument manipulation increase risk of undesirable injury of organs during surgical operation. UAS is one of the instruments that the surgeons request to add multi degrees of freedoms (DOF) of manipulation. We have been developing a small ultrasonic transducer to be mounted on the tip of instruments; it need not transfer vibration through any long straight metal rod. It has a grasping blade to pinch tissue and push the tissue to the ultrasonic vibration blade. It is 12[mm] in diameter and 58[mm] in length and its vibration frequency in operation is 55.5[kHz] and its amplitude is 80[μ m]; it is compact enough to be arranged on the tip of the instrument. It can generate satisfactory large power to incise tissue [2]. In this study, we developed a hand-held instrument incorporating this small transducer, which has a bending mechanism and a driving mechanism for grasping blade of transducer module using linear slider.

2 Methods

The new hand-held instrument has one DOF of bending mechanism and hand-operated grasping mechanism (Fig. 1). Each mechanism is

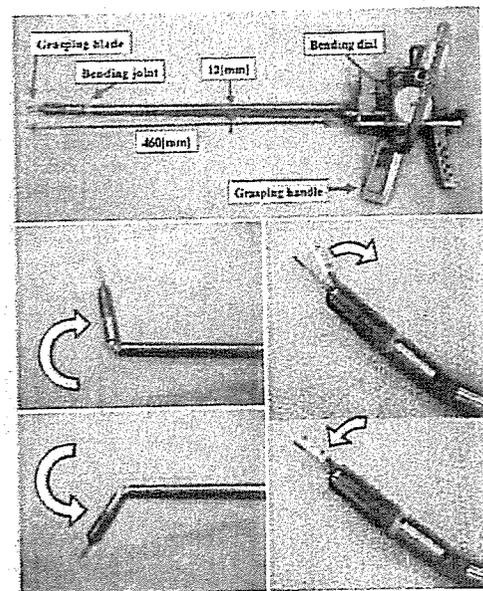


Fig. 1 Bending and grasping motion of the manipulator. Bending dial and grasping handle operate bending joint and grasping blade