

М. З. Досаев, канд. физ.-мат. наук, доц., dosayev@imec.msu.ru,

Ю. Д. Селюцкий, канд. физ.-мат. наук, доц., seliutski @imec.msu.ru,

Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, г. Москва,

Ч. С. Е, канд. физ.-мат. наук, longerplus@gmail.com, **Ф. Ч. Су**, проф., fcsu@mail.ncku.edu.tw,

Национальный университет Чен Кун, г. Тайнань, Тайвань

Моделирование тактильной обратной связи, реализуемой с помощью пьезоэлектрического привода¹

Отсутствие тактильной обратной связи в минимально инвазивной хирургии во многих случаях повышает сложность операции и приводит к увеличению времени ее проведения. Исследование нацелено на создание системы, обеспечивающей передачу тактильных ощущений и состоящей из мастер-манипулятора, блока управления и исполнительного устройства, оснащенного датчиком усилия. Пользователь нажимает на кнопку манипулятора, зафиксированную на ползуне. Движение этой кнопки синхронизируется с движением ведомого исполнительного звена, которое индентруется в мягкую ткань. Нагрузка на индентор измеряется датчиком усилия и затем передается в блок управления. Блок управления задает рабочую частоту пьезоэлектрического привода (ПЭП), формирующую силу, соответствующую измеренной нагрузке. Эта сила прикладывается к кнопке манипулятора и ощущается пользователем. Таким образом, система обеспечивает тактильную обратную связь. Для описания динамики приводного механизма ПЭП, контактирующего с ползуном, используется конечномерная эмпирическая модель. Параметры модели идентифицируются на основе экспериментальных данных. Показано, что система позволяет различать объекты с различными характеристиками жесткости.

Ключевые слова: тактильное ощущение, пьезоэлектрический привод, математическая модель, идентификация параметров, локальная жесткость, трение

Минимально инвазивная хирургия (*MIS*) — это новая технология, в которой хирург работает с небольшими разрезами размером около 10 мм. Благодаря уменьшению разрезов *MIS* позволяет пациентам быстрее восстанавливаться и испытывать меньшую боль, чем традиционные методы. Для *MIS* необходимы два компонента: монитор, который дает визуальную обратную связь хирургу в режиме реального времени для внутренней среды, и набор специализированных хирургических инструментов, адаптированных для минимально инвазивной хирургии, которые вводятся через небольшие разрезы для манипулирования внутренними органами.

Относительно недавно были разработаны хирургические роботизированные системы, которые объединяют эти два компонента [1, 2]. Наиболее известным примером является хирургическая система *da Vinci (Intuitive Surgical, Sunnyvale, CA)*.

Во время открытых полостных операций хирургии используют тактильную обратную связь для определения различных характеристик ткани. В *MIS* из-за отсутствия такой обратной связи хирурги могут полагаться только на визуальное изображение внутренних полостей

в режиме реального времени. Некоторые сосуды или нервы внутри органов невидимы. Без тактильного ощущения иногда бывает трудно принять правильные оперативные решения, и поэтому хирургические риски могут возрасти. В работах [3, 4] показано, что в *MIS* необходима тактильная обратная связь. Ряд статей [5–7] посвящен проблемам разработки устройств, предоставляющих такую связь для хирургов.

Некоторые пьезоэлектрические элементы [8–12] могут создавать эллиптическое движение их наконечника из-за комбинации изгиба и продольного движения конструкции. Если наконечник прижат к ползуну, то можно получить линейный ультразвуковой приводной механизм. Преимущества пьезоэлектрического привода, такие как быстрый отклик, высокая плотность усилия и гибкая настройка, позволяют использовать его в качестве приводного механизма, обеспечивающего тактильное ощущение. В. Вурптс и Дж. Твифел [9] предложили моделировать такой двигатель с помощью осциллятора с двумя степенями свободы. Динамическое моделирование ультразвукового двигателя с использованием точечной контактной модели между статором и ротором также рассматривалось в работах [10, 12]. Было показано, что такой подход может достаточно точно оценить реакцию движения ротора.

¹Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (проекты 16-58-52033, 18-01-00538).

В данной работе предложена идея системы тактильной обратной связи, передающей ощущение локальной жесткости мягкой ткани, в которой для генерирования ответного усилия в мастер-манипуляторе используется линейный пьезоэлектрический исполнительный механизм.

Прототип устройства разработан и изготовлен, проведены предварительные эксперименты. Для моделирования динамического поведения системы создана конечномерная модель. Найдены параметры модели, которые позволяют адекватно описать движения пьезоэлектрического привода (ПЭП). Показано, что система позволяет различать объекты с различными характеристиками жесткости.

Предварительный эксперимент с ПЭП

На рис. 1 (см. третью сторону обложки) показана схема прототипа системы тактильной обратной связи. Система состоит из трех основных частей: мастер-манипулятора, блока управления и исполнительного устройства, оснащенного датчиком усилия. Когда пользователь нажимает на кнопку манипулятора, прикрепленную к ползуну, она начинает перемещаться. Смещение кнопки фиксируется датчиком, и соответствующий сигнал подается на шаговый двигатель, приводящий в движение ведомое исполнительное звено. Исполнительное звено индентируется в мягкую ткань. Нагрузка на индентор измеряется датчиком усилия и затем передается в блок управления, который формирует рабочую частоту ПЭП,

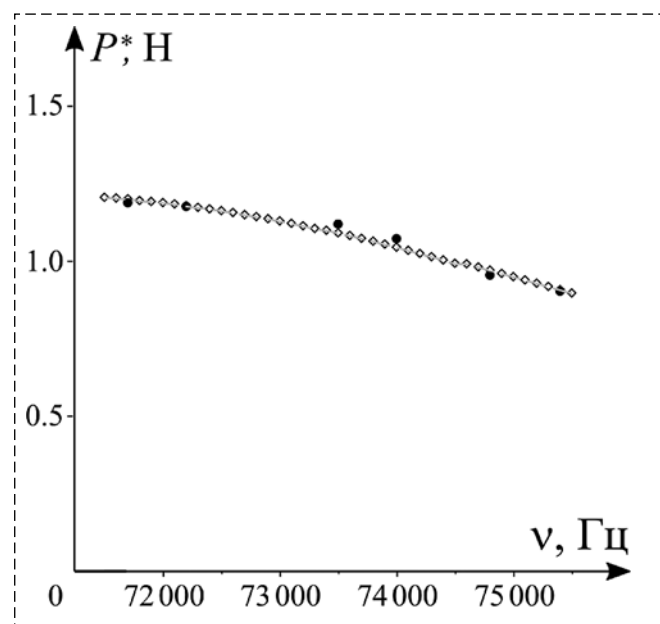


Рис. 2. Зависимость силы P^* от частоты ν возбуждения

обеспечивающую силу воздействия на ползун, равную измеренной нагрузке. Эта сила через кнопку манипулятора может ощущаться пользователем. Таким образом, система обеспечивает тактильную обратную связь.

Для оценки усилия, создаваемого ПЭП, было проведено его тестирование. На электроды пьезоэлемента подавалось переменное напряжение 300 В с различной частотой возбуждения в диапазоне 60...80 кГц. Данный диапазон был определен методом конечных элементов (не описан в рамках этой статьи). Кнопка манипулятора двигалась вверх и упиралась в датчик усилия. Датчик усилия приводился в движение вибрационным двигателем с частотой 5 Гц и амплитудой 0,2 мм. Показания датчика, соответствующие данной частоте, фиксировались. Максимальная сила (118 г) была получена при 71,7 кГц. Результаты испытаний показаны черными кружками на рис. 2.

Феноменологическая математическая модель ПЭП

Будем для простоты считать, что вся установка расположена в горизонтальной плоскости.

В рамках феноменологической модели ПЭП предполагается, что основание головки привода совершает гармонические колебания по закону $x_b = A_{x0} + A_x \sin \nu t$, $y_b = A_y \sin(\nu t + \Phi)$ (рис. 3, см. третью сторону обложки). Наличие среднего смещения A_{x0} связано с силой предварительного нагружения N , прикладываемой к ПЭП. Внутренняя динамика зоны контакта головки с ползуном описывается с помощью осциллятора с двумя степенями свободы.

Уравнения движения подсистемы, описывающей динамику ползуна с кнопкой, приводимого в движение пьезоэлектрическим линейным двигателем, могут быть представлены в следующем виде:

$$\begin{aligned} m_s \ddot{y}_s &= F - P - m_s g + F_f; \\ m_a \ddot{y}_a &= -k_x(x_a - x_b) - h_x(\dot{x}_a - \dot{x}_b) - k_c x_a - h_c \dot{x}_a; \\ m_a \ddot{y}_a &= -k_y(y_a - y_b) - h_y(\dot{y}_a - \dot{y}_b) - F. \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь y_s — координата центра масс ползуна; m_s — масса ползуна; F — сила, действующая на ползун со стороны ПЭП; F_f — сила трения, действующая на ползун со стороны направляющей; P — сила, прикладываемая пользователем к кнопке; g — ускорение свободного падения; N — сила прижатия ПЭП к ползуну; x_a , y_a — координаты осциллятора; m_a — масса осциллятора; k_x , k_y , k_c — эффективные коэффици-

циенты жесткости; h_x, h_y, h_c — эффективные коэффициенты демпфирования. Сила F , действующая на ползун со стороны головки привода, определяется следующим соотношением: $F = -\mu \operatorname{sgn}(\dot{y}_s - \dot{y}_a)(k_c x_a + h_c \dot{x}_a)$. Здесь μ — коэффициент сухого трения между головкой и ползуном. Сила трения F_f описывается формулой $F_f = -f \operatorname{sgn} \dot{y}_s (k_c x_a + h_c \dot{x}_a)$, где f — соответствующий коэффициент трения.

Среднее смещение A_{x0} определяется из уравнений равновесия:

$$0 = -k_x(x_{a0} - A_{x0}) - k_c x_{a0}; \quad k_x(x_{a0} - A_{x0}) = N,$$

где x_{a0} — положение осциллятора в состоянии равновесия. Отсюда получаем:

$$x_{a0} = -\frac{N}{k_c}, \quad A_{x0} = -N \left[\frac{1}{k_x} + \frac{1}{k_c} \right].$$

Изменение N ведет к изменению среднего значения упругой силы, действующей на ползун, и, следовательно, к изменению тянущей силы, создаваемой ПЭП.

Система уравнений (1) замкнута, если задана частота ν возбуждения двигателя и усилие P .

Сила, ощущаемая пользователем при нажатии на кнопку, описывается следующей формулой:

$$P = F + F_f - m_s \ddot{y}_s - m_s g. \quad (2)$$

Теперь запишем уравнения движения подсистемы, описывающей движение индентора, упирающегося в мягкую ткань, и соединенного с ним линейного шагового двигателя:

$$\begin{aligned} m_i \ddot{y}_i &= N_i - F_i; \\ J \ddot{\theta} &= -\kappa I_A \sin n\theta + \kappa I_B \cos n\theta - \chi \dot{\theta} - F_i r; \\ L \dot{I}_A &= V_A - R I_A + \kappa \dot{\theta} \sin n\theta; \\ L \dot{I}_B &= V_B - R I_B + \kappa \dot{\theta} \cos n\theta. \end{aligned} \quad (3)$$

Здесь y_i — координата индентора; m_i — масса индентора; N_i — сила, действующая на индентор со стороны ткани; F_i — сила, действующая на индентор со стороны двигателя; θ — угол поворота ротора двигателя; I_A, I_B — токи, текущие в фазах A и B двигателя; V_A, V_B — управляющее напряжение, приложенное к фазам двигателя; L и R — индуктивность и сопротивление обмоток; κ — моментный коэффициент; χ — коэффициент вязкого трения; n — число зубцов ротора; r — радиус ротора.

Предположим, что вращение двигателя передается на индентор без проскальзывания:

$y_i = -r\theta$. Тогда, исключая F_i из первого и второго уравнений (3), получаем следующую систему:

$$\begin{aligned} -(J + m_i r^2) \ddot{y}_i &= -\kappa r I_A \sin n\theta + \\ &+ \kappa r I_B \cos n\theta + \chi r \dot{y}_i - N_i r^2; \\ L \dot{I}_A &= V_A - R I_A + \kappa \dot{\theta} \sin n\theta; \\ L \dot{I}_B &= V_B - R I_B + \kappa \dot{\theta} \cos n\theta. \end{aligned} \quad (4)$$

Система (4) замкнута, если заданы управляющие напряжения и сила взаимодействия с тканью. Предположим, что трение и индуктивность в шаговом двигателе малы. Учитывая, что $-r\theta = y_i$, получим:

$$\begin{aligned} (J + m_i r^2) \ddot{y}_i &= \kappa r I_A \sin n\theta - \kappa r I_B \cos n\theta - N_i r^2; \\ R I_A &= V_A + \kappa \dot{\theta} \sin n\theta; \\ R I_B &= V_B + \kappa \dot{\theta} \cos n\theta. \end{aligned} \quad (5)$$

Целью управляющих воздействий, прикладываемых к системе, является обеспечение выполнения следующих соотношений:

$$y_i = -r\theta = y_s; \quad N_i = \bar{F}.$$

Здесь $\bar{F}$ — среднее значение силы, создаваемой ПЭП (т. е. силы, обеспечивающей ощущение за некоторое характерное время T).

В процессе работы устройства сила N_i измеряется датчиком усилия (см. рис. 1). На основе этой информации блок управления формирует соответствующую частоту возбуждения ν .

Идентификация параметров модели ПЭП

Обозначим P^* такое значение вынуждающей силы, при котором ползун остается неподвижным при заданном значении частоты.

Для определения параметров системы воспользуемся данными, полученными в описанных выше экспериментах. При этом значение силы предварительного нагружения было равно 8 Н. Масса ползуна составляла 0,02 кг. Для коэффициента трения μ , следуя работе [12], было принято значение 0,3.

С помощью метода координатного спуска параметры системы были определены таким образом, чтобы расчетная зависимость P^* от частоты была как можно ближе к экспериментальной. При этом были получены следующие значения параметров:

$$\begin{aligned} m_a &= 0,36 \cdot 10^{-3} \text{ кг}; \quad k_x = 6,9 \cdot 10^7 \text{ Н/м}; \\ k_y &= 6,9 \cdot 10^7 \text{ Н/м}; \quad h_x = 25 \text{ Н} \cdot \text{с/м}; \\ h_y &= 5 \text{ Н} \cdot \text{с/м}; \quad k_c = 3,6 \cdot 10^6 \text{ Н} \cdot \text{с/м}; \quad h_c = 0,2 \text{ Н} \cdot \text{с/м}; \\ A_x &= 0,33 \cdot 10^{-6} \text{ м}; \quad A_y = -0,97 \cdot 10^{-6} \text{ м}. \end{aligned}$$

На рис. 2 представлена расчетная зависимость силы P^* от частоты ν возбуждения (ромбики). Черными кружками изображены экспериментальные данные. Видно, что расчетная зависимость достаточно близка к экспериментальным данным.

Особенности управления ПЭП

Сформируем алгоритм управления частотой возбуждения ПЭП в зависимости от силы N_i . При этом будем опираться на имеющиеся экспериментальные данные.

Эти данные охватывают ограниченный диапазон частот $\nu_1 \leq \nu \leq \nu_2$, на котором P^* монотонно убывает с ростом частоты. Введем следующие обозначения: $P^*(\nu_1) = P_{\max}$, $P^*(\nu_2) = P_{\min}$. Будем выбирать частоту ПЭП из этого диапазона таким образом, чтобы сила, соответствующая этой частоте, превышала значение $P_{\min}$ на величину, равную измеренному значению силы N_i . В случае, когда $N_i + P_{\min} \leq P_{\max}$, из известной экспериментальной зависимости $P^*(\nu)$ однозначно находится значение ν , принадлежащее требуемому диапазону. Если же $N_i + P_{\min} > P_{\max}$, то частота принимается равной ν_1 . При этом сила, развиваемая ПЭП, оказывается равной $P_{\max}$.

Численное моделирование

Пусть кнопка совершает возвратно-поступательное движение по гармоническому закону

$$y_s = y_{s0}(1 - \cos 2\pi t/T). \quad (6)$$

Будем моделировать ткань линейно-упругой пружиной: $N_i = -Ky_s$. Исследуем зависимость от

времени силы, ощущаемой пользователем, при разных значениях коэффициента жесткости K .

Отметим, что в рамках предложенного выше алгоритма управления максимальное значение K , для которого сила, измеряемая индентором, не превысит максимальную силу, которую может создать ПЭП, определяется формулой

$$K_{\max} = \frac{P_{\max} - P_{\min}}{y_{s\max}}.$$

Здесь $y_{s\max}$ — максимальное смещение кнопки (и, соответственно, индентора). Для закона движения (5) имеем $y_{s\max} = 2y_{s0}$. Для описанного устройства при выбранном законе движения кнопки $K_{\max} \approx 82$ Н/м.

Была проведена серия расчетов при $y_{s0} = 2$ мм, $T = 1$ с. Результаты расчетов представлены на рис. 4, 5. Точки обозначают расчетные значения силы P , сплошная кривая — величину $N_i + P_{\min}$ (т. е. целевое значение силы очувствления), а штриховая прямая — величину $P_{\min}$.

На рис. 4 представлены результаты для случая, когда коэффициент трения между ползуном и его направляющей равен 0,025. Видно, что в диапазоне $K < K_{\max}$ система обеспечивает очувствление, позволяя различить пружины с разной жесткостью по максимальному значению силы P , задаваемой формулой (2), и скорости ее роста.

Отметим, что уменьшение хода кнопки позволяет увеличить диапазон значений коэффициента жесткости, в котором возможно надежное очувствление.

Однако наличие трения между ползуном и направляющей приводит к тому, что ощущаемая сила отличается от реальной силы, измеряемой датчиком усилия на инденторе (рис. 5).

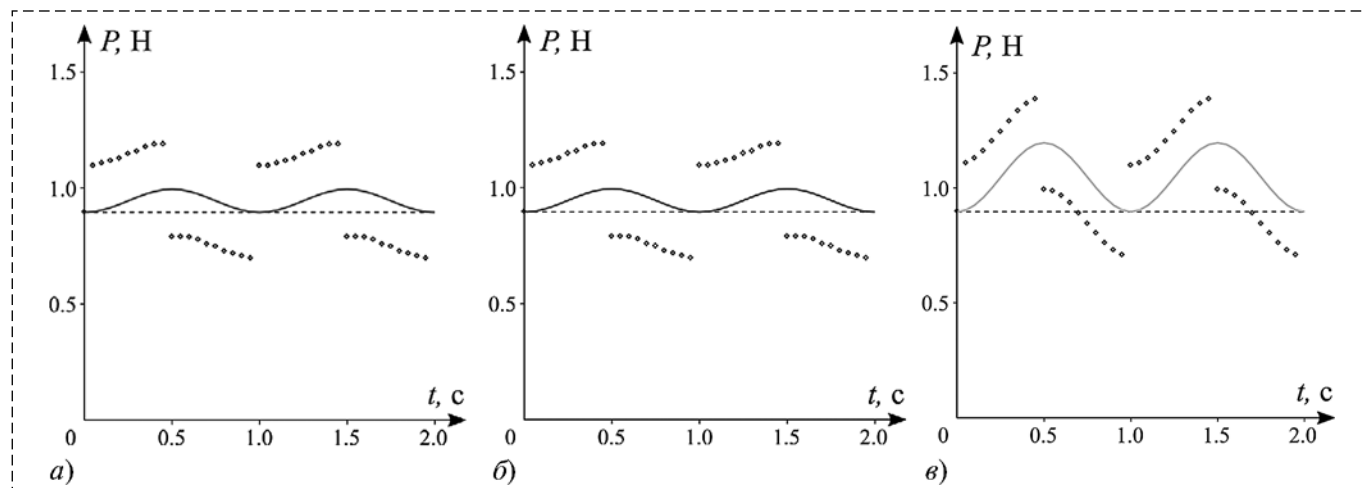


Рис. 4. Зависимость силы очувствления от жесткости пружины:

а — $K = 25$ Н/м, $f = 0,025$; б — $K = 50$ Н/м, $f = 0,025$; в — $K = 75$ Н/м, $f = 0,025$

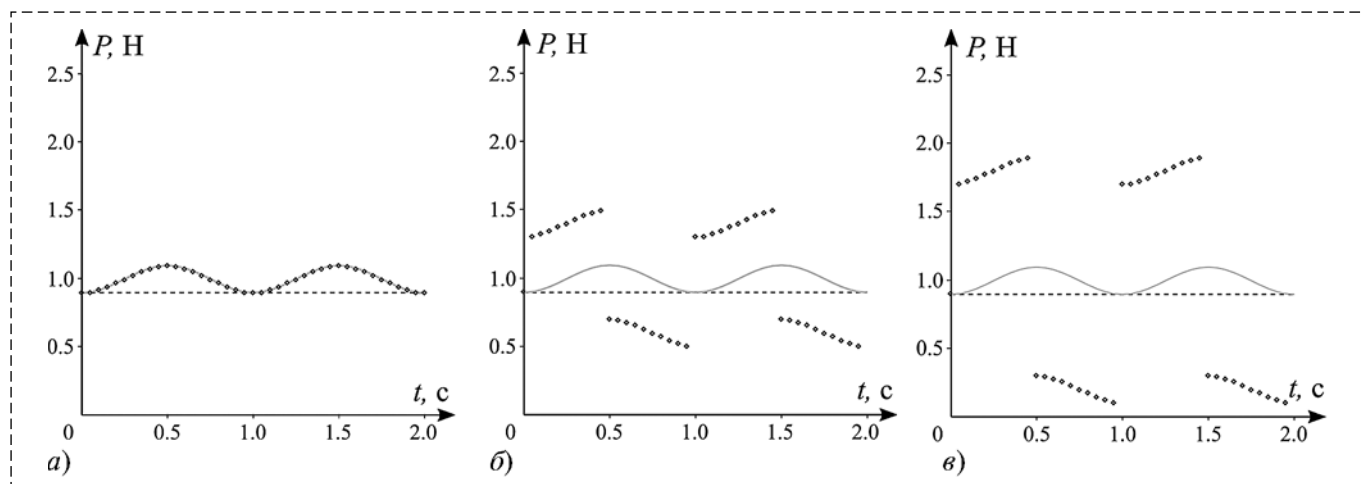


Рис. 5. Зависимость силы оцувствления от коэффициента трения между ползуном и направляющей:

а — $K = 50 \text{ Н/м}$, $f = 0$; б — $K = 50 \text{ Н/м}$, $f = 0,05$; в — $K = 50 \text{ Н/м}$, $f = 0,1$

Она больше целевых значений при опускании кнопки и меньше них при подъеме. В момент изменения направления движения кнопки оцувщаемая сила претерпевает разрыв.

Разницу между измеряемой и оцувщаемой силами в принципе можно уменьшить либо путем уменьшения трения в ползуне, либо путем уменьшения силы N предварительного нагружения ПЭП. Однако второй способ приведет к уменьшению силы F , действующей на ползун со стороны ПЭП, и, следовательно, к сужению диапазона усилий, в котором будет реализовываться оцувствление.

По-видимому, целесообразно идентифицировать коэффициент трения f и учитывать силу трения между ползуном и направляющей, чтобы парировать ее наличие, по крайней мере, на какой-то из фаз движения. Это приведет к сужению диапазона жесткостей, для которых возможно оцувствление, но зато даст пользователю более точную информацию о контактных усилиях, возникающих между индентором и тканью.

Выводы

Рассмотрена мехатронная система, реализующая тактильную обратную связь. Система состоит из мастер-манипулятора, блока управления и исполнительного устройства, оснащенного датчиком усилия. В качестве двигателя, создающего тактильное сопротивление, использован пьезоэлектрический привод. Для описания динамики системы построена конечномерная феноменологическая модель. Параметры ПЭП идентифицированы на основе экспериментальных данных. Показано, что

система позволяет различать объекты с различными характеристиками жесткости.

Список литературы

1. Steinberg P. L., Merguerian P. A., Bihle W. 3rd, Heaney J. A., Seigne J. D. A da Vinci robot system can make sense for a mature laparoscopic prostatectomy program // Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons. 2008. Vol. 12, Iss. 1. P. 9—12.
2. Hockstein N. G., Nolan J. P., O'Malley B. W. Jr., Woo Y. J. Robotic microlaryngeal surgery: a technical feasibility study using the daVinci surgical robot and an airway mannequin // The Laryngoscope. 2005. Vol. 115, Iss. 5. P. 780—785.
3. Tholey G., Desai J. P., Castellanos A. E. Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: results and analysis // Annals of surgery. 2005. Vol. 241, Iss. 1. P. 102—109.
4. Perreault S., Talasaz A., Trejos A. L., Ward C. D. W., Patel R. V., Kiai B. A 7-DOF haptics-enabled teleoperated robotic system: Kinematic modeling and experimental verification // Proceedings of 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (26—29 Sept. 2010). 2000. P. 906—911.
5. Tiwana M. I., Redmond S. J., Lovell N. H. A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering // Sensors and Actuators A: Physical. 2012. Vol. 179, Suppl. C. P. 17—31.
6. WeiXing F., HuanRan W., ShuXiang G., KeJun W., XiuFen Y. Design and Experiments of a Catheter Side Wall Tactile Sensor for Minimum Invasive Surgery // Proceedings of 2007 International Conference on Mechatronics and Automation (5—8 Aug. 2007). 2007. P. 1073—1078.
7. Takashima K., Yoshinaka K., Okazaki T., Ikeuchi K. An endoscopic tactile sensor for low invasive surgery // Sensors and Actuators A: Physical. 2005. Vol. 119, Iss. 2. P. 372—383.
8. Hensel T., Wallaschek J. Survey of the present state of the art of piezoelectric linear motors // Ultrasonics. 2000. Vol. 38, Iss. 1. P. 37—40.
9. Wurpts W., Twiefel J. An ultrasonic motor with intermittent contact modeled as a two degree of freedom oscillator in time domain // PAMM. 2009. Vol. 9. P. 287—288; doi: 10.1002/pamm.200910117.

10. **Mashimo T., Terashima K.** Dynamic analysis of an ultrasonic motor using point contact model // *Sensors and Actuators A: Physical*. 2015. Vol. 233. P. 15-21; doi: 10.1016/j.sna.2015.05.009.

11. **Peled G., Yasinov R., Karasikov N.** Performance and Applications of L1B2 Ultrasonic Motors // *Actuators*. 2016. Vol. 5, Iss. 2. P. 15.

12. **Liu Z., Yao Z., Li X., Fu Q.** Design and experiments of a linear piezoelectric motor driven by a single mode // *Review of Scientific Instruments*. 2016. Vol. 87 (11): 115001; doi: 10.1063/1.4966251.

Modeling Tactile Feedback Realized by Piezoelectrical Actuator

M. Z. Dosaev, dosayev@imec.msu.ru, **Yu.D. Selyutskiy**, seliutski@imec.msu.ru,

Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119192, Russia

C.-H. Yeh, longerplus@gmail.com, **F.-C. Su**, fcsu@mail.ncku.edu.tw,

National Cheng Kung University, Tainan, 701, Taiwan

Corresponding author: **Dosaev Marat Z.**, Ph.D., Associate Professor,
Institute of Mechanics of Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia,
e-mail: dosayev@imec.msu.ru

Accepted on January 23, 2018

Lack of the haptic feedback in the minimally invasive surgery often results in the increase of the complexity and duration of the surgical operation. This study aims at creation of a system that provides transmission of tactile sensation and consists of a master manipulator, control unit, and actuator equipped with a force sensor. The user pushes the button on the manipulator. The motion of this button is synchronized with the motion of the slave actuator that indents into the soft tissue. The load upon the indenter is measured by the force sensor and transmitted to the control unit. The control unit determines the operating frequency of a piezoelectric actuator in such a way that the actuator generates a force corresponding to the measured load. This force is applied to the button of the manipulator, and the user feels it. Thus, the system ensures the tactile feedback. Mathematical model of the system is created. In order to describe the dynamics of the actuator subsystem, a simplified empirical model is used. Parameters of the model are identified based on experimental data. Numerical simulation of dynamics of the system is performed using the determined values of parameters for the case when the button moves harmonically. Soft tissue is modeled by linear elastic springs with different stiffness coefficients. Influence of the dry friction between slider and its guide is analyzed. It is shown that the system ensures tactile sensing and allows distinguishing objects with different stiffness characteristics based on maximum value of the force experienced by the user from the part of the button and the rate of growth of this force.

Keywords: tactile sensing, piezoelectrical actuator, mathematical model, parameter identification, local stiffness, friction

For citation:

Dosaev M. Z., Selyutskiy Yu.D., Yeh C.-H., Su F.-C. Modeling Tactile Feedback Realized by Piezoelectrical Actuator, *Мехатроника, Автоматизация, Управление*, 2018, vol. 19, no. 7, pp. 480—485.

DOI: 10.17587/mau.19.480-485

References

1. **Steinberg P. L., Merguerian P. A., Bihle W.3rd, Heaney J. A., Seigne J. D.** A da Vinci robot system can make sense for a mature laparoscopic prostatectomy program, *Journal of the Society of Laparoendoscopic Surgeons*. 2008. vol. 12, iss. 1, pp. 9—12.

2. **Hockstein N. G., Nolan J. P., O'Malley B. W. Jr., Woo Y. J.** Robotic microlaryngeal surgery: a technical feasibility study using the daVinci surgical robot and an airway mannequin, *The Laryngoscope*, 2005, vol. 115, iss. 5, pp. 780—785.

3. **Tholey G., Desai J. P., Castellanos A. E.** Force feedback plays a significant role in minimally invasive surgery: results and analysis, *Annals of Surgery*, 2005, vol. 241, iss. 1, pp. 102—109.

4. **Perreault S., Talasaz A., Trejos A. L., Ward C. D. W., Patel R. V., Kialii B.** A 7-DOF haptics-enabled teleoperated robotic system: Kinematic modeling and experimental verification, *Proceedings of 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics* (26—29 Sept. 2010), 2000, pp. 906—911.

5. **Tiwana M. I., Redmond S. J., Lovell N. H.** A review of tactile sensing technologies with applications in biomedical engineering, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012, vol. 179, suppl. C, pp. 17—31.

6. **WeiXing F., HuanRan W., ShuXiang G., KeJun W., XiuFen Y.** Design and Experiments of a Catheter Side Wall Tactile Sensor for Minimum Invasive Surgery, *Pro-ceedings of 2007 International Conference on Mechatronics and Automation* (5—8 Aug. 2007), 2007, pp. 1073—1078.

7. **Takashima K., Yoshinaka K., Okazaki T., Ikeuchi K.** An endoscopic tactile sensor for low invasive surgery, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2005, vol. 119, iss. 2, pp. 372—383.

8. **Hemsel T., Wallaschek J.** Survey of the present state of the art of piezoelectric linear motors, *Ultrasonics*, 2000, vol. 38, iss. 1, pp. 37—40.

9. **Wurpts W., Twiefel J.** An ultrasonic motor with intermittent contact modeled as a two degree of freedom oscillator in time domain, *PAM*, 2009, vol. 9, pp. 287—288; doi: 10.1002/pamm.200910117.

10. **Mashimo T., Terashima K.** Dynamic analysis of an ultrasonic motor using point contact model, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2015, vol. 233, pp. 15—21; doi: 10.1016/j.sna.2015.05.009.

11. **Peled G., Yasinov R., Karasikov N.** Performance and Applications of L1B2 Ultra-sonic Motors, *Actuators*, 2016, vol. 5, iss. 2, pp. 15.

12. **Liu Z., Yao Z., Li X., Fu Q.** Design and experiments of a linear piezoelectric motor driven by a single mode, *Review of Scientific Instruments*, 2016, vol. 87 (11): 115001; doi: 10.1063/1.4966251.