УДК 531.36 DOI: 10.17587/mau.20.206-214

И. Г. Горячева[1,2], акад. РАН, goryache@ipmnet.ru,
М. З. Досаев[2,5], канд. физ.-мат. наук, вед. науч. сотр., dosayev@imec.msu.ru,
Ю. Д. Селюцкий[2], канд. физ.-мат. наук, вед. науч. сотр., seliutski@imec.msu.ru,
А. А. Яковенко[3], аспирант, **C.-H. Yeh**[4], PhD, longerplus@gmail.com,
F.-C. Su[4], проф., fcsu@mail.ncku.edu.tw,
[1] Институт проблем механики им. А. Ю. Ишлинского РАН, г. Москва,
[2] НИИ механики МГУ, г. Москва,
[3] МФТИ, г. Москва,
[4] National Cheng Kung University, Tainan, Taiwan
[5] National Taiwan University og Science and Technology, Taipai, Taiwan

Моделирование лапароскопического зажимного устройства с очувствлением[1]

Развитие минимально инвазивной хирургии требует разработки методов очувствления. Данное исследование связано с созданием мехатронного зажимного лапароскопического устройства, позволяющего передать тактильные ощущения с губок зажима на рукоятки мастер-манипулятора, управляемого хирургом. Хирург сжимает рукоятки манипулятора. Изменение угла между рукоятками синхронизируется с изменением угла между губками зажима (исполнительного звена), который сдавливает мягкую ткань. Контактная нагрузка идентифицируется по напряжению в электрической цепи привода зажима и затем передается в блок управления. Блок управления задает рабочую частоту пьезоэлектрического привода, формирующую силу, соответствующую измеренной нагрузке. Эта сила прикладывается к рукоятке манипулятора. Создается момент в рукоятке, который ощущается пользователем. Таким образом, система обеспечивает тактильную обратную связь. Для описания динамики пьезоэлектрического привода, контактирующего с ползуном, используется конечномерная эмпирическая модель. Разработана математическая модель зависимости момента, действующего со стороны мягкой ткани на зажим, от угла раствора зажима. Предложен алгоритм идентификации момента, действующего со стороны ткани на зажим. Проведено численное моделирование динамики системы. Результаты расчетов подтверждают работоспособность алгоритма идентификации момента, создаваемого тканью.

Ключевые слова: *тактильное очувствление, пьезоэлектрический привод, математическая модель, контактные характеристики, лапароскопический зажим*

Введение

Развитие минимально инвазивной хирургии (MIS) привело к новым вызовам в биомеханике. Одним из наиболее важных развивающихся направлений исследований является разработка методов очувствления — передачи тактильной информации от исполнительного инструмента хирургу. При лапароскопической (MIS) операции врачу доступно визуальное изображение области, в которой проводится операция. Однако одного только изображения внутренних полостей в режиме реального времени часто бывает недостаточно для принятия хирургом оперативных решений. Подобные вопросы возникают и при проведении операций вручную, и при использовании современных хирургических роботизированных систем.

Вопрос реализации тактильного ощущения исследовался в разных направлениях. С одной стороны, нужно оценить силу, с которой ткань сопротивляется зажиму, с другой стороны, информацию об этих усилиях требуется передать на пальцы хирурга.

Для решения первой из этих задач кажется целесообразным внедрить датчики усилия непосредственно в губки зажима. Для определе-

[1]Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект 16-58-52033) и министерства науки и технологии Тайваня (MOST-2923-B-006-001-MY3).

ния навыков хирурга в работе [1] предложены захватывающие щипцы с возможностью распознавания силы, действующей на их губки. Для оценки этой силы используется информация об электрическом напряжении, получаемом с тензодатчиков, закрепленных на щипцах.

В недавно опубликованной статье [2] представлена головка лапароскопического зажима с интегрированной в нее системой пьезоэлектрических датчиков, дающей информацию о контактных усилиях.

Однако практическая реализация подобного подхода может оказаться слишком дорогостоящей с учетом требований, предъявляемых к приборам и инструментам, применяемым в медицине. Поэтому разработка методов оценки контактных усилий без установки дополнительных датчиков в исполнительные элементы лапароскопических приборов является актуальной задачей.

Для описания взаимодействия инструмента с мягкой тканью следует разрабатывать адекватные математические модели такого контакта. На основании решения задач механики контактных взаимодействий [3—5] могут быть определены как интегральные характеристики контакта, так и напряженное состояние, возникающее в мягкой ткани при ее взаимодействии с зажимом. В частности, для передачи тактильных ощущений необходимо получить количественную оценку зависимости силы, действующей на зажим, от его перемещения. Некоторые задачи контактного взаимодействия индентора разной формы с мягкой тканью, моделируемой линейной и нелинейной упругой средой, в том числе неоднородной, рассмотрены в работе [6].

Чтобы реализовать ощущение сопротивления (податливости) мягкой ткани при ее сжатии, необходимо использовать привод, обладающий такой податливостью. В статье [7] предложено использовать в качестве такого привода пьезоэлектрический привод. В этой работе пьезоэлектрический привод (ПЭП) моделируется с помощью осциллятора с двумя степенями свободы. Подобный подход был предложен Вурптсом и Твифелом в работе [8]. Динамическое моделирование ультразвукового двигателя с использованием точечной контактной модели между статором и ротором также рассматривалось в статьях [9, 10]. Было показано, что такой подход может достаточно точно оценить динамические характеристики движения ротора.

В работе [7] предложена система тактильной обратной связи, передающая ощущение локальной жесткости мягкой ткани, в которой для генерирования ответного усилия в мастер-манипуляторе используется линейный ПЭП. При возникновении усилия в области контакта на ведомом элементе системы ПЭП создает ответное усилие, препятствующее перемещению кнопки манипулятора. Созданным прототипом устройства с помощью шагового двигателя сжимались пружины, моделирующие мягкую ткань. Было показано, что подобная система позволяет различать объекты с различными характеристиками жесткости.

В данной статье предложена конструкция мастер-манипулятора и ведомого исполнительного механизма зажимного типа. Проведено аналитическое исследование контакта зажима с мягкой тканью. В зависимости от геометрических характеристик рельефа контактирующей поверхности зажима дана оценка усилий, возникающих при его взаимодействии с мягкой упругой тканью. Построена конечномерная математическая модель, позволяющая проводить параметрический анализ поведения системы. Разработан алгоритм идентификации момента, возникающего при контакте зажима исполнительного элемента с мягкой тканью.

Описание и математическая модель системы

Структура системы

На рис. 1 показана схема прототипа системы тактильной обратной связи. Система состоит из трех основных частей: мастер-манипулятора, блока управления и исполнительного устрой-

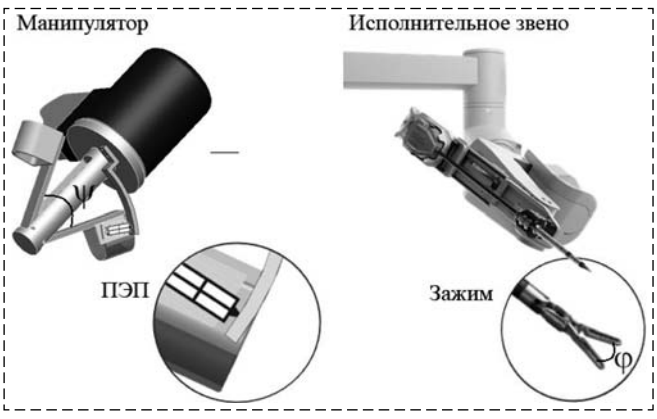

Рис. 1. Схема прототипа системы тактильной обратной связи
Fig. 1. Scheme of the prototype of the tactile feedback system

ства. Когда пользователь сжимает рукоятки манипулятора, происходит изменение угла ψ раствора зажима. Это изменение фиксируется датчиком угла, и блок управления подает на электропривод, приводящий в движение ведомое исполнительное звено, электрическое напряжение таким образом, чтобы это звено воспроизводило движение манипулятора (алгоритм формирования напряжения описан ниже). Исполнительное звено — это зажим с двумя губками, каждая из которых представляет собой металлическую пластину с рельефной поверхностью. Рельеф поверхности губок образован выступами определенной геометрической формы. В данной работе мы примем, что форма выступов, их размер и расстояние между ними одинаковы для каждого типа зажима.

По информации об электрическом напряжении в цепи электропривода идентифицируется текущий момент сопротивления M_t, действующий со стороны мягкой ткани на зажим и обусловленный нагрузкой, возникающей в зоне контакта губок с тканью. В зависимости от этого момента блок управления формирует частоту возбуждения ПЭП так, чтобы момент силы, с которой ПЭП действует на рукоятку манипулятора, препятствуя ее перемещению, соответствовал текущему значению M_t (возможно, с учетом усиления). Этот момент ощущается пользователем. Таким образом, система обеспечивает тактильную обратную связь.

Манипулятор и ПЭП

Составим уравнения движения рукоятки манипулятора:

$$J_m\ddot{\psi} = M_u + M_s. \qquad (1)$$

Здесь J_m — момент инерции рукоятки; M_u — момент, прикладываемый пользователем к рукоятке; M_s — момент, генерируемый системой очувствления. Для последнего имеет место следующая формула:

$$M_s = F_s r, \qquad (2)$$

где F_s — сила, формируемая ПЭП и обеспечивающая очувствление, а r — расстояние от места соприкосновения головки ПЭП с рукояткой до оси вращения рукоятки.

Для описания силы, генерируемой ПЭП, воспользуемся феноменологическим подходом, описанным, в частности, в работах [7—10]. В рамках этого подхода внутренняя динамика

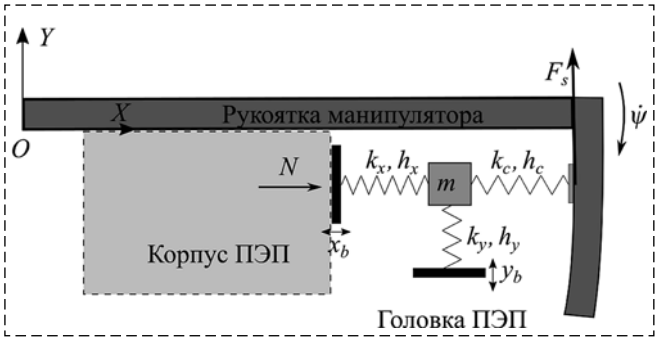

Рис. 2. Феноменологическая модель области контакта ПЭП
Fig. 2. Phenomenological model of PZT contact area

зоны контакта головки с ползуном описывается с помощью осциллятора с двумя степенями свободы (рис. 2), который, с одной стороны, связан с основанием головки привода, а с другой стороны, взаимодействует с рукояткой.

Предполагается, что головка ПЭП с помощью специального устройства прижимается к рукоятке, и сила этого предварительного нагружения равна N. К приводу прикладывается переменное электрическое напряжение частоты ν. При этом основание головки привода совершает гармонические колебания по закону $x_b = A_{x0} + A_x \sin 2\pi\nu t$, $y_b = A_y \sin(2\pi\nu t + \Phi)$ (здесь x_b, y_b — координаты середины основания головки в системе координат OXY, связанной с рукояткой манипулятора).

Уравнения движения осциллятора, моделирующего внутреннюю динамику зоны контакта, можно записать в следующем виде:

$$\begin{aligned} &m_a(\ddot{x}_a - y_a\ddot{\psi} - r\dot{\psi}^2 - x_a\dot{\psi}^2 - 2\dot{y}_a\dot{\psi}) = \\ &= -k_x(x_a - x_b) - h_x(\dot{x}_a - \dot{x}_b) - k_c x_a - h_c\dot{x}_a; \\ &m_a(\ddot{y}_a + x_a\ddot{\psi} + r\ddot{\psi} - y_a\dot{\psi}^2 + 2\dot{x}_a\dot{\psi}) = \\ &= -k_y(y_a - y_b) - h_y(\dot{y}_a - \dot{y}_b) - F_s. \end{aligned} \qquad (3)$$

Здесь x_a, y_a — координаты осциллятора в системе отсчета OXY, связанной с рукояткой манипулятора; m_a — масса осциллятора; k_x, k_y, k_c — эффективные коэффициенты жесткости; h_x, h_y, h_c — эффективные коэффициенты демпфирования. Сила F_s, действующая на рукоятку со стороны головки привода, определяется следующим соотношением:

$$F_s = \mu \operatorname{sgn} \dot{y}_a (k_c x_a + h_c \dot{x}_a). \qquad (4)$$

Здесь μ — коэффициент сухого трения между головкой и рукояткой.

Впрочем, ввиду того, что рабочие частоты возбуждения весьма велики (порядка нескольких

десятков тысяч Гц), гораздо более важной величиной с практической точки зрения является среднее значение F_s на периоде возбуждающей силы $T_s = 1/\nu$:

$$\bar{F}_s = \nu\mu \int_0^{1/\nu} \operatorname{sgn} \dot{y}_a (k_c x_a + h_c \dot{x}_a) dt.$$

Среднее смещение A_{x0} определяется из уравнений равновесия:

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

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

$$x_{a0} = -N/k_c, \quad A_{x0} = -N(1/k_x + 1/k_c).$$

При изменении N изменяется среднее значение нормальной силы, действующей на рукоятку, и, следовательно, сила F_s, обеспечивающая очувствление.

Исполнительное звено

Обратимся теперь к дистанционно управляемой части системы — к зажиму. Уравнения его движения можно представить в следующей форме (одна из губок считается неподвижной):

$$J_f \ddot{\varphi} = M_t + M_c. \tag{5}$$

Здесь φ — угол между губками зажима; J_f — момент инерции зажима; M_t — момент, действующий на зажим со стороны сжимаемой ткани (он будет подробнее рассмотрен в следующем разделе); M_c — управляющий момент, создаваемый электроприводом зажима. Следуя работе [10], будем считать, что имеет место следующая формула:

$$M_c = c_u u - c_v \dot{\varphi}. \tag{6}$$

Здесь u — управляющее напряжение, подаваемое на привод; c_u, c_v — постоянные коэффициенты.

Управляющее напряжение необходимо генерировать таким образом, чтобы обеспечить отслеживание зажимом угла схождения губок манипулятора, т.е. обеспечить равенство $\varphi = \psi$.

Поскольку мгновенное значение момента M_t априори неизвестно, а его измерение сопряжено со значительными техническими трудностями, для идентификации этой величины будем использовать информацию о текущем значении управляющего напряжения. Кроме того, будем считать, что система измерений предоставляет информацию об углах φ и ψ, о скоростях их изменения, а также об угловом ускорении $\ddot{\varphi}$ губки зажима.

Тогда из соотношений (5) и (6) получаем следующую формулу для идентификации момента M_t:

$$M_t = J_f \ddot{\varphi} - c_u u + c_v \dot{\varphi}. \tag{7}$$

Сформируем закон управления следующим образом:

$$u = \bar{u} + K_1(\varphi - \psi) + K_2(\dot{\varphi} - \dot{\psi}). \tag{8}$$

Здесь $\bar{u}$ — некоторое "целевое" напряжение; $K_{1,2}$ — коэффициенты обратной связи.

"Целевое" напряжение необходимо формировать и корректировать с учетом изменения M_t в процессе перемещения губок зажима (причем, вообще говоря, зависимость этого момента от угла φ заранее неизвестна). Примем, что в начальный момент $\bar{u} = \bar{u}_0 = 0$. Выберем некоторый достаточно малый интервал времени Δt. Будем осуществлять коррекцию $\bar{u}$ в моменты времени $t_n = n\Delta t$ (где $n \in \mathbb{N}$) следующим образом:

$$\bar{u}_n = -(J_f \ddot{\varphi} - c_u u(t_n) + c_v \dot{\varphi})/c_u. \tag{9}$$

Учитывая соотношения (7) и (9), будем передавать в блок очувствления в качестве идентифицированного текущего значения M_t величину $M_t^{id} = -c_u \bar{u}_n$.

Блок очувствления на основе решения уравнений (3)—(4) определит значение возбуждающего напряжения, требующееся для формирования средней силы очувствления, равной

$$\bar{F}_s = K \frac{M_t^{id}}{r}.$$

Здесь K — коэффициент усиления.

Модель контактного взаимодействия

Биологическая ткань представляет собой сложную структуру, механическое поведение которой можно описать различными способами. В зависимости от скорости внедрения инструмента в ткань делается выбор в пользу той

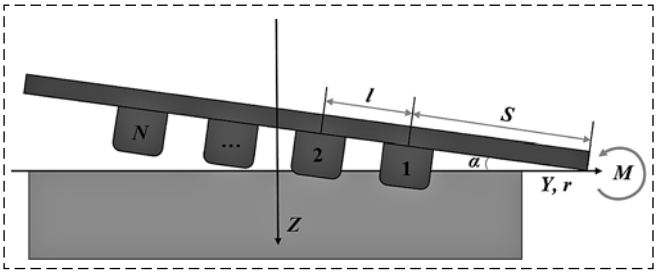

Рис. 3. Схема контактного взаимодействия
Fig. 3. Scheme of the contact interaction

или иной механической модели. В данной работе в качестве модели, описывающей мягкую ткань, выбрано упругое полупространство.

Рассматривается внедрение инструмента, имеющего на своей поверхности систему N выступов заданной формы, в мягкую биологическую ткань (рис. 3).

К инструменту приложен момент M, вследствие чего внедрение осуществляется под некоторым углом α ($\alpha = \varphi/2$) к основанию, который уменьшается в зависимости от сжатия инструмента. Наклон инструмента приводит к тому, что мы получаем систему разноуровневых выступов. Высота i-го выступа относительно поверхности основания в данной задаче определяется как

$$h_i(\alpha) = (S + (i-1)l)\sin\alpha - S\sin\alpha_0, \qquad (10)$$

где S — расстояние от точки раствора инструмента до первого выступа; l — расстояние между соседними выступами; α_0 — угол раствора, при котором первый выступ вступает в контакт с основанием. Внедрение каждого выступа в ткань определяется следующей формулой:

$$\delta_i(\alpha) = S\sin\alpha_0 - (S + (i-1)l)\sin\alpha. \qquad (11)$$

Так как рассматриваются малые углы раствора инструмента, то можно воспользоваться приближением $\sin\alpha \approx \alpha$. С учетом этого формулы (10) и (11) запишутся как

$$h_i(\alpha) = (S + (i-1)l)\alpha - S\alpha_0$$
$$\text{и } \delta_i(\alpha) = S(\alpha_0 - \alpha) - (i-1)l\alpha.$$

С помощью формулы (10) можно записать выражение для значения угла α_i, при котором в контакт с основанием вступит i выступ. С учетом того, что $h_i(\alpha_i) = 0$, получаем

$$\alpha_i = \frac{S}{S + (i-1)l}\alpha_0. \qquad (12)$$

Взаимодействие отдельного выступа с мягкой тканью рассматривается без учета влияния других выступов (учет взаимного влияния рассмотрен в работе [11]). Поэтому выражение для момента M можно записать следующим образом:

$$M = \sum_{i=1}^{N} \theta(\alpha - \alpha_i)(S + (i-1)l)P(\delta_i), \qquad (13)$$

где $\theta(\alpha)$ — функция Хевисайда, а $P(\delta_i)$ — нагрузка на выступ, которая зависит от формы контактирующей поверхности.

Для определенности рассматривается взаимодействие с мягкой тканью инструмента с системой выступов, имеющих форму вытянутых вдоль оси Ox параллелепипедов. В этом случае будем использовать решение Галина для узкой балки [3], согласно которому упругие смещения границы полупространства связаны с контактным давлением следующим соотношением:

$$p(x) = \frac{\pi E}{2(1-\nu^2)\lg\left(\frac{a}{b}\right)}u(x),$$

где $p(x)$ — линейное распределение давления; $2a$ — длина выступа; $2b$ — его ширина. Проинтегрировав это выражение по длине выступа и используя тот факт, что $u_i(x) = \delta_i$, получим зависимость нагрузки на выступ от величины внедрения:

$$P(\delta_i) = \frac{\pi Ea}{(1-\nu^2)\lg\left(\frac{a}{b}\right)}\delta_i.$$

Выражение для момента имеет вид

$$M(\alpha) = \frac{\pi Ea}{(1-\nu^2)\lg\left(\frac{a}{b}\right)}\sum_{i=1}^{N}\theta(\alpha - \alpha_i)\times$$
$$\times(S + (i-1)l)(S(\alpha_0 - \alpha) - (i-1)l\alpha). \qquad (14)$$

В безразмерном виде с использованием обозначений $\tilde{S} = S/a$, $\tilde{l} = l/a$, $\tilde{M} = M(1-\nu^2)/(Ea^3\alpha_0)$ и $\tilde{\alpha} = \alpha/\alpha_0$ выражение (14) запишется как

$$\tilde{M}(\tilde{\alpha}) = \frac{\pi}{\lg\left(\frac{a}{b}\right)}\sum_{i=1}^{N}\theta(\tilde{\alpha} - \tilde{\alpha}_i)\times$$
$$\times(\tilde{S} + (i-1)\tilde{l})(\tilde{S}(1-\tilde{\alpha}) - (i-1)\tilde{l}\tilde{\alpha}). \qquad (15)$$

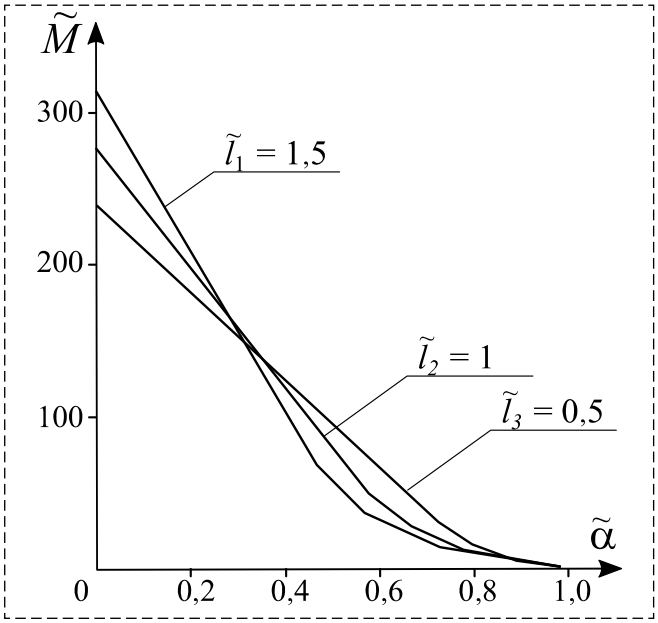

Рис. 4 Зависимость $\tilde{M}(\tilde{\alpha})$ момента от угла для различных значений расстояния между выступами
Fig. 4. Dependence of $\tilde{M}(\tilde{\alpha})$ on the angle for different values of the distance between teeth

Построим график зависимости безразмерного момента (15) от угла наклона поверхности инструмента для $N = 4$ и для трех значений расстояния $\tilde{l}$ между выступами (рис. 4).

Возьмем следующие значения безразмерных величин: $\tilde{S} = 4$, $\tilde{l}_1 = 1,5$, $\tilde{l}_2 = 1$ и $\tilde{l}_3 = 0,5$, а геометрические соотношения параллелепипеда $a = 10b$. Анализ влияния расстояния между выступами на значение момента при заданном угле раствора инструмента показывает, что на начальном этапе, т.е. при значениях угла, близких к α_0, уменьшение расстояния между выступами ведет к увеличению значения момента, а при дальнейшем уменьшении угла наклона, т.е. при сжатии зажима, уменьшение расстояния ведет к уменьшению значения момента. Зависимость момента от угла для выступов в форме вытянутых параллелепипедов линейная (14), поэтому вступлению в контакт с основанием нового выступа на графике соответствует точка изменения угла наклона прямой.

Будем использовать полученную зависимость (14) момента от угла при численном моделировании поведения системы.

Численное моделирование

Чтобы проверить работоспособность алгоритма, проведем численное моделирование.

Следуя работе [10], примем следующие значения параметров феноменологической модели ПЭП:

$$m_a = 0{,}4\cdot10^{-3}\ \text{кг},\ k_x = k_y = 10^7\ \text{Н/м},$$
$$h_x = h_y = 0{,}6\ \text{Н·с/м},\ k_c = 10^6\ \text{Н/м},$$
$$h_c = 2\ \text{Н·с/м},\ \mu = 0{,}28,\ N = 4\ \text{Н},$$
$$A_x = 4{,}1\ \text{мкм},\ A_y = 7{,}6\ \text{мкм},\ \Phi = 0.$$

Будем предполагать, что перемещение рукоятки манипулятора осуществляется достаточно медленно, так что ее угловая скорость и угловое ускорение малы. Тогда можно пренебречь в уравнениях (3) членами, связанными с переносным и кориолисовым ускорением, и, соответственно, зависимостью силы, развиваемой ПЭП, от движения рукоятки.

Зависимость $\bar{F}_s$ от частоты ν при заданных значениях параметров представлена на рис. 5.

Примем следующие значения параметров зажима и электропривода:

$$S = 5\cdot10^{-3}\ \text{м},\ b = 1{,}9\cdot10^{-4}\ \text{м},\ a = l = 2b,$$
$$c_u = 0{,}01\ \text{Н·м/В},\ c_v = 10^{-4}\ \text{Н·м·с},\ J_s = 0{,}001\ \text{кг·м}^2.$$

Будем считать также, что модуль Юнга ткани равен 1 кПа, а коэффициент Пуассона — 0,5.

Пусть размеры мягкой ткани, находящейся между губками зажима, таковы, что губки входят в контакт с тканью при $\varphi = \varphi_0 = 0{,}1$ рад.

Для коэффициентов обратной связи выберем следующие значения: $K_1 = 1000$ В, $K_2 = 200$ В·с.

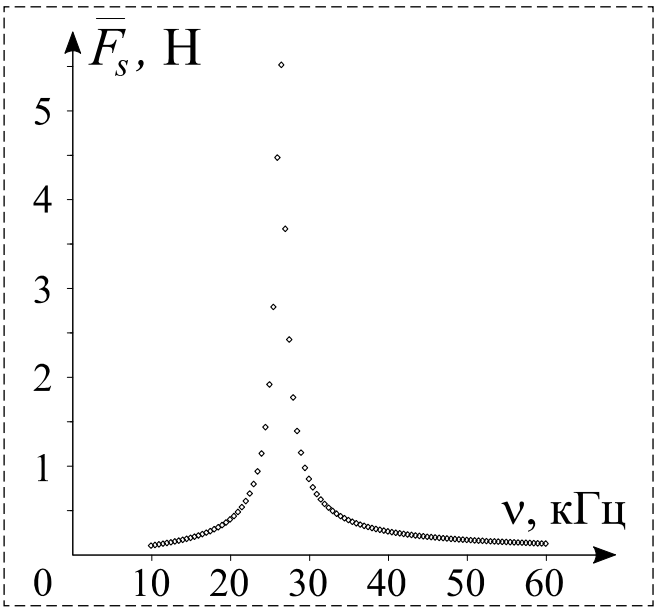

Рис. 5. Зависимость $\bar{F}_s$ от частоты ν возбуждения ПЭП
Fig. 5. Dependence of frequency $\bar{F}_s$ on PZT excitation frequency ν

Рассмотрим случай, когда пользователь переводит рукоятку манипулятора из одного положения в другое по следующему закону:

$$\psi = \begin{cases} \psi_1, & t < 0; \\ \psi_1 + \dfrac{\psi_2 - \psi_1}{T} t, & 0 \leqslant t \leqslant T; \\ \psi_2, & t > T. \end{cases} \qquad (16)$$

Здесь параметр T определяет время перехода из начального положения в конечное.

Предположим, что $\varphi(0) = \varphi_0 = 0{,}1$ рад, т.е. в начальный момент имеет место рассогласование между положениями манипулятора и зажима (начальный угол раствора зажима соответствует ситуации, когда зажим соприкоснулся с тканью, но еще не начал ее деформировать).

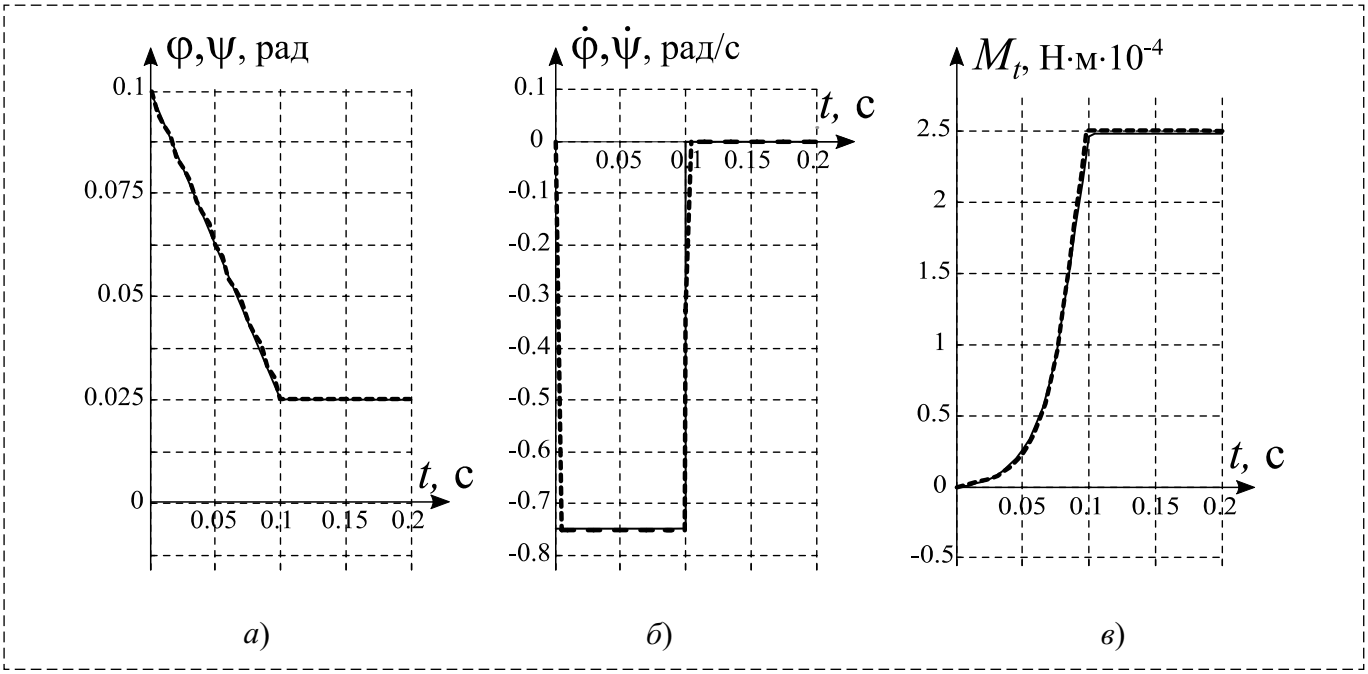

Рис. 6. Случай совпадающих начальных углов раствора зажима и манипулятора
Fig. 6. Case of coinciding initial span angles of the forceps and manipulator

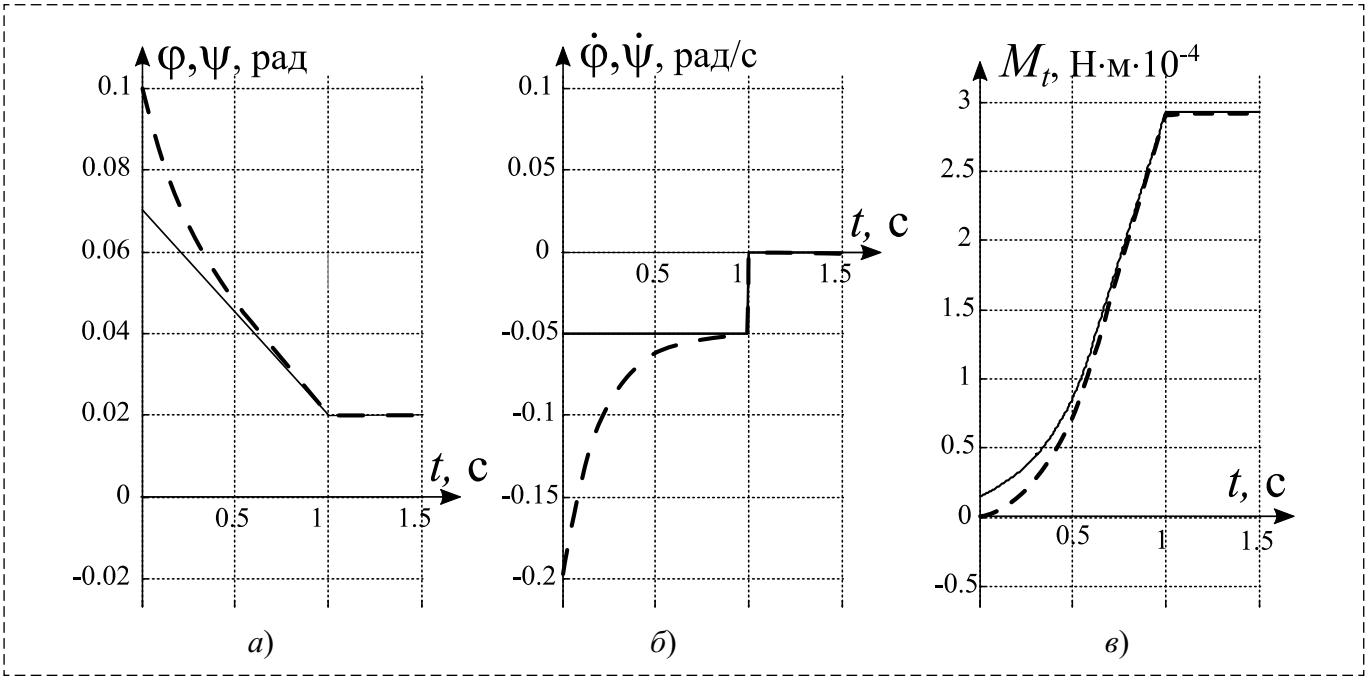

Рис. 7. Случай неравных начальных углов раствора зажима и манипулятора
Fig. 7. Case of non-equal initial span angles of the forceps and the manipulator

Результаты численного моделирования приведены на рис. 6, 7.

Рис. 6 соответствует случаю, когда в начальный момент углы раствора зажима и манипулятора совпадают: $\varphi(0) = \psi_1 = 0{,}1$ рад. Время T составляет 0,1 с. Рис. 7 соответствует случаю, когда в начальный момент углы раствора зажима и манипулятора не совпадают ($\psi_1 = 0{,}07$ рад). Время T перехода из начального положения в конечное равно 1 с.

На рис. 6, *а* и 7, *а* изображены зависимости $\varphi(t)$ (штриховая линия) и $\psi(t)$ (сплошная линия). На рис. 6, *б* и 7, *б* приведены зависимости $\dot{\varphi}(t)$ (штриховая линия) и $\dot{\psi}(t)$ (сплошная линия). На рис. 6, *в* и 7, *в* показан момент M_t, создаваемый тканью: идентифицированный в рамках предложенного алгоритма (штриховая линия) и рассчитанный по формуле (14) (сплошная линия).

Видно, что предложенный алгоритм обеспечивает как достаточно высокую точность отслеживания движения манипулятора, так и хорошее согласие между идентифицированными значениями момента, создаваемого тканью, и значениями этого момента, рассчитанными в рамках модели контактного взаимодействия.

В дальнейшем представляется целесообразным уточнить алгоритм в целях учета возможной зависимости момента, создаваемого тканью, от угловой скорости губок зажима (т.е. учета вязкоупругих свойств ткани). Кроме того, так как значения M_t достаточно малы даже при заметных деформациях ткани, важным фактором является предварительное определение потерь (трение и т.п.), возникающих в системе, и их учет в алгоритме очувствления.

Заключение

Рассмотрена мехатронная система, реализующая тактильную обратную связь. Система состоит из мастер-манипулятора, блока управления и исполнительного устройства (зажима). Для реализации тактильного сопротивления используется пьезоэлектрический привод. Для описания динамики системы построена конечномерная феноменологическая модель, которая включает как составной элемент решение контактной задачи о взаимодействии зажима, имеющего на своей контактирующей поверхности заданный рельеф, с мягкой тканью. Проведено численное моделирование динамики системы. Показано, что предложенный алгоритм идентификации момента, действующего со стороны мягкой ткани на зажим, обеспечивает достаточно высокую точность.

Список литературы

1. **Kurita Yu., Tsuji T., Kawahara T., Okajima M., Egi H., Ohdan H., Ogasawara T.** Force-based Automatic Classification of Basic Manipulations with Grasping ForcepsA da // International Journal of Life Science and Medical Research. 2013. 4(2). P. 76—82.
2. **Radó J., Dücso˝ C., Földesy P., Szebényi G., Nawrat Z., Rohr K., Fürjes P.** 3D force sensors for laparoscopic surgery tool // Microsyst. Technol. 2018. Vol. 24. P. 519—525. https://doi.org/10.1007/s00542-017-3443-4
3. **Галин Л. А.** Контактные задачи теории упругости и вязкоупругости. М.: Наука, 1980. 304 с.
4. **Джонсон К.** Механика контактного взаимодействия. М.: Мир, 1989. 510 с.
5. **Горячева И. Г.** Механика фрикционного взаимодействия. М.: Наука, 2001. 478 с.
6. **Садовничий В. А., Горячева И. Г., Акаев А. А., Мартыненко Ю. Г., Окунев Ю. М., Влахова А. В., Богданович И. Ю.** Применение методов механики контактных взаимодействий при диагностике патологических состояний мягких биологических тканей. М.: Изд. МГУ, 2009. 306 с.
7. **Досаев М. З., Селюцкий Ю. Д., Е Ч. С., Су Ф. Ч.** Моделирование тактильной обратной связи, реализуемой с помощью пьезоэлектрического привода // Мехатроника, автоматизация, управление. 2018. Т. 19, № 7. С. 480—485.
8. **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.
9. **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.
10. **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. 115001; doi: 10.1063/1.4966251.
11. **Яковенко А. А.** Моделирование контактного взаимодействия захватывающего инструмента с биологической тканью // Российский журнал биомеханики. 2017. № 21 (4). С. 418—428.

Modeling of Laparoscopic Forceps with Sensing

I. G. Goryacheva[1,2], goryache@ipmnet.ru, **M. Z. Dosaev**[2,5], dosayev@imec.msu.ru,
Yu.D. Selyutskiy[2], seliutski@imec.msu.ru, **A. A. Yakovenko**[3], **C.-H. Yeh**[4], longerplus@gmail.com,
F.-C. Su[4], fcsu@mail.ncku.edu.tw,
[1]Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics RAS, Moscow, 119526, Russia,
[2]Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119192, Russia,
[3]Moscow Institute of Physics and Technology (State University), Moscow, 117303, Russia,
[4]National Cheng Kung University, Tainan, 701, Taiwan,
[5]National Taiwan University of Science and Technology, Taipei, Taiwan

Corresponding author: **Dosaev Marat Z.,** PhD, Leading Researcher, Institute of Mechanics of Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119192, Russian Federation, e-mail: dosayev@imec.msu.ru

Accepted on January 18, 2019

Abstract

Progress of minimally invasive surgery stimulates the development of sensory techniques. The present study is related with creation of a mechatronic clamping laparoscopic device (forceps) that allows transferring tactile sensations from the jaws of the clamp to the handles of the master manipulator operated by surgeon. The user presses the handles of the manipulator. The change in the angle between the handles is synchronized with the change in the angle between the jaws of the forceps (slave link) that grasps the soft tissue. The contact load is identified based on the voltage applied to the electric motor connected to the forceps and then transferred to the control unit. This control unit adjusts the operating frequency of the piezoelectric actuator in such a way as to generate a force corresponding to the measured load. This force is applied to handles of the manipulator. It creates a moment in the handle, which is felt by the user. Thus, the system provides the tactile feedback. In order to describe the dynamics of the piezoelectric actuator, a finite-dimensional empirical model is used. In order to describe the dependence of the moment, with which the soft tissue acts upon the jaws of forceps, on the span angle between the forceps, a mathematical model is proposed. This model takes into account the properties of the soft tissue (which is assumed elastic) and geometry of the surface of forceps jaws. An algorithm for identification of the moment acting from the tissue on the forceps is proposed. Numerical simulation of dynamics of the system is performed. The results of calculations confirm the efficiency of the algorithm for identifying the moment created by tissue.

Keywords: *tactile sensing, piezoelectric actuator, mathematical model, contact characteristics, laparoscopic forceps*

Acknowledgements: This article was supported by Russian Foundation for Basic Research (project #16-58-52033) and Taiwan Ministry of Science and Technology (project # MOST-2923-B-006-001-MY3).

For citation:

Goryacheva I. G., Dosaev M. Z., Selyutskiy Yu. D., Yakovenko A. A., Yeh C.-H., Su F.-C. Modeling of Laparoscopic Forceps with Sensing, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie,* 2019, vol. 20, no. 4, pp. 206—214.

DOI: 10.17587/mau.20.206-214

References

1. **Kurita Yu., Tsuji T., Kawahara T., Okajima M., Egi H., Ohdan H., Ogasawara T.** Force-based Automatic Classification of Basic Manipulations with Grasping Forceps, *International Journal of Life Science and Medical Research,* 2013, vol. 4, iss. 2, pp. 76—82.

2. **Radó J., Dücso″ C., Földesy P., Szebényi G., Nawrat Z., Rohr K., Fürjes P.** 3D force sensors for laparoscopic surgery tool, *Microsyst. Technol*, 2018, vol. 24, pp. 519—525, available at: https://doi.org/10.1007/s00542-017-3443-4.

3. **Galin L. A.** *Kontaktnyye zadachi teorii uprugosti i vyazkouprugosti* (Contact problems of the theory of elasticity and viscoelasticity), Moscow, Nauka, 1980, 304 p. (in Russian).

4. **Johnson K. L.** Contact Mechanics, Cambridge University Press, 1985.

5. **Goryacheva I. G.** *Mekhanika friktsionnogo vzaimodeystviya*. (Mechanics of friction interaction), Moscow, Nauka, 2001, 478 p. (in Russian).

6. **Sadovnichiy V., Goryacheva I., Akaev A., Martynenko Yu., Okunev Yu., Vlakhova A., Bogdanovich I.** *Primeneniye metodov mekhaniki kontaktnykh vzaimodeystviy pri diagnostike patologicheskikh sostoyaniy myagkikh biologicheskikh tkaney* (The use of contact mechanics methods in the diagnosis of pathological states of soft biological tissues), Moscow, MSU Publishing, 2009, 306 p. (in Russian).

7. **Dosaev M. Z., Selyutskiy Yu.D., Yeh C.-H., Su F.-C.** *Modelirovaniye taktil'noy obratnoy svyazi, realizuyemoy s pomoshch'yu p'yezoelektricheskogo privoda* (Simulation of tactile feedback, implemented using a piezoelectric actuator), *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2018, vol. 19, no.7, pp. 480—485 (in Russian).

8. **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, pp. 287—288, doi: 10.1002/pamm.200910117.

9. **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.

10. **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. 87v 115001; doi: 10.1063/1.4966251.

11. **Yakovenko A. A.** Simulation of contact interaction of a gripping tool with a biological tissue, *Russian Journal of Biomechanics,* Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation, 2017, vol. 21, no. 4, pp. 355—364.