УДК 531.36 DOI: 10.17587/mau.21.304-311

И. Г. Горячева[1, 2], акад. РАН, goryache@ipmnet.ru,
М. З. Досаев[1], канд. физ.-мат. наук, dosayev@imec.msu.ru,
Ю. Д. Селюцкий[1], канд. физ.-мат. наук, seliutski@imec.msu.ru,
А. А. Яковенко[2], аспирант, dolgopup_13@mail.ru, **C.-H. Hsiao**[3], аспирант, n16061480@mail.ncku.edu.tw,
C.-Yu. Huang[3], профессор, gordon168999@yahoo.com.tw, **M.-S. Ju**[3], профессор, msju@mail.ncku.edu.tw,
C.-H. Yeh[3], PhD, longerplus@gmail.com,

[1] НИИ механики МГУ, Москва,
[2] Институт проблем механики им. А. Ю. Ишлинского РАН, Москва,
[3] Национальный университет Чен Кун, Тайнань, Тайвань

Управление внедрением индентора в вязкоупругую ткань с использованием пьезоэлектрического привода[1]

Стереотаксические операции активно применяются в современной малоинвазивной медицине. При этом во внутренние органы вводится гибкая игла, с помощью которой осуществляется биопсия или проводится локальное лечение. Применение подобных подходов в нейрохирургии требует обеспечения точного позиционирования кончика иглы в целевой точке. Настоящее исследование связано с созданием робототехнической системы, доставляющей иглу в заданную точку и использующей приводы, совместимые с аппаратами магнитно-резонансной томографии, визуализирующими положение иглы. В данной работе предложена конечномерная математическая модель мехатронной системы, использующей пьезоэлектрический привод (ПЭП) для перемещения иглы (канюли) вдоль заданной прямой. Для описания контакта канюли с мягкой тканью разработана математическая модель их взаимодействия. Решена контактная задача, описывающая два процесса, протекающих в ходе внедрения иглы в биологическую ткань: внедрение жесткого (по сравнению с тканью) индентора и его удержание на определенной глубине. При этом учитываются релаксационные свойства ткани. Поведение ткани описывается с помощью феноменологического подхода, основанного на модифицированной модели Кельвина—Фойгта. Это позволило свести решение контактной задачи к интегрированию системы обыкновенных дифференциальных уравнений.

Одним из признанных способов разработки и отладки медицинских робототехнических систем является тестирование их функционирования с применением фантомов биологических тканей. С этой целью изготовлен фантом свиного головного мозга на основе агар-агара. Проведены эксперименты по индентированию стандартной канюли в тело фантома. На основе полученных экспериментальных данных проведена идентификация параметров модели контакта. Предложен алгоритм управления частотой ПЭП, обеспечивающий внедрение канюли в мягкую биологическую ткань на заданную глубину. Проведено численное моделирование внедрения канюли в мягкую ткань с использованием этого алгоритма. Исследовано влияние коэффициентов обратной связи по положению и скорости индентора на характер процесса внедрения.

Ключевые слова: *стереотаксическая операция, пьезоэлектрический привод, математическая модель, контактные характеристики, алгоритм управления*

Введение

Одним из современных направлений малоинвазивной медицины являются стереотаксические операции, при которых во внутренние органы вводится гибкая игла для проведения определенных процедур. Одним из важных и активно развивающихся видов таких операций является введение игл в головной мозг для взятия биопсии или проведения локального лечения (например, глубинной стимуляции головного мозга при лечении таких болезней, как болезнь Паркинсона, эпилепсия и т. п.). В разных странах мира создаются и совершенствуются специальные роботизированные системы, предназначенные для проведения таких операций. Основной задачей подобной системы является обеспечение точного позиционирования кончика иглы в целевой точке. Наиболее перспективным способом визуализации положения иглы относительно целевой точки в теле человека является магнитно-резонансная томография (МРТ) [1, 2], дающая погрешность в пределах до 1 мм. Серьезной проблемой является разработка робототехнической системы, направляющей иглу в заданную точку и использующей приводы, не нарушающие работу аппарата МРТ. Одним из типов приводов, совместимых с МРТ, являются пьезоэлектрические приводы (ПЭП). В работе [3] для привода роботизированного пинцета применен ПЭП, размещенный в исполнительном звене хирургического робота. В работе [4] авторы использовали прецизионный ПЭП в качестве линейного двигателя роботизированной хирургической системы для биопсии головного мозга. Благодаря своим достоинствам, таким как быстрый отклик, достаточность усилия, безопасность фрикционной передачи, в последние годы ПЭП все чаще предлагаются в качестве двигателей

[1] Работа выполнена при частичной поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (проект 19-58-52004) и министерства науки и технологии Тайваня (MOST 108-2923-E-006-003-MY3).

для различных биомедицинских приборов [5, 6]. Параллельно развиваются и методы моделирования пьезоэлектрических двигателей. В. Вурптс и Д. Твифел [7] предложили моделировать такой двигатель с помощью осциллятора с двумя степенями свободы. Подобный подход был развит в работах [8, 9]. Некоторые аспекты управления мехатронными системами с помощью ПЭП рассмотрены в работе [10].

При управлении иглой необходимо учитывать многие факторы: жесткость иглы, механические свойства биологических тканей, различные медицинские аспекты, такие, например, как допустимая скорость введения иглы, при которой в ткани не возникнет неприемлемых повреждений, и т. д. Система управления гибкой иглой, внедряемой в достаточно плотную ткань, предложена, в частности, в работе [11].

Введение новых приборов в клиническую практику требует длительных предварительных тестов. Одним из признанных способов отработки и тестирования инновационных методов и механизмов является экспериментальное исследование применения таких инструментов на фантомах биологических тканей [12, 13].

В ряде работ (в частности, [14]) процесс внедрения иглы в мягкие ткани моделируется с помощью метода конечных элементов. Однако такой способ не позволяет эффективно строить алгоритм управления движением иглы. Для этого целесообразно разработать феноменологическую модель, в которой взаимодействие ткани с иглой описывалось бы динамической системой (по возможности невысокого порядка).

Для создания модели взаимодействия иглы с фантомом биологической ткани следует решить контактную задачу, описывающую два процесса: внедрение жесткого индентора в основание и удержание его на определенной глубине. При этом необходимо учитывать релаксационные свойства фантома. В работах [15, 16] получено решение задачи о нагружении основания и последующем его свободном восстановлении. Для описания механического поведения основания использовалась модель сплошной среды, позволяющая оценить только малые деформации основания. В целях описания произвольных деформаций основания с учетом его релаксационных характеристик в настоящем исследовании, аналогично работе [17], используется упрощенная модель механического поведения фантома, позволяющая проанализировать экспериментально исследуемый процесс внедрения иглы в фантом биологической ткани и ее удержания в ткани.

В данной работе предложена конечномерная математическая модель робототехнической системы, перемещающей канюлю вдоль заданной прямой и использующей ПЭП в качестве привода, в которой для описания контакта иглы с мягкой тканью используется решение задачи о внедрении и удержании иглы в вязкоупругом теле. Изготовлен фантом головного мозга свиньи. Проведены эксперименты с индентированием канюли в тело фантома. На основе проведенных экспериментов выполнена процедура идентифицирования параметров модели контакта. Предложен алгоритм управления частотой ПЭП, обеспечивающий внедрение канюли в мягкую биологическую ткань на заданную глубину. Проведено численное моделирование внедрения канюли в мягкую ткань с использованием такого алгоритма.

Описание и математическая модель системы

Рассматриваемая механическая система состоит из тонкого индентора (канюли), который установлен в направляющих и может совершать поступательное движение вдоль продольной оси, и ПЭП (рис. 1). Введем неподвижную систему координат OXY, ось абсцисс которой направим вдоль направления движения индентора. Будем считать, что система находится в горизонтальной плоскости. Трением в направляющих индентора будем пренебрегать.

Тогда, очевидно, уравнение динамики индентора в проекции на ось OXY выглядит так:

$$m\ddot{x} = F - P. \qquad (1)$$

Здесь m — масса индентора; P — сила, действующая на индентор со стороны ткани; F — сила, действующая на индентор со стороны головки привода.

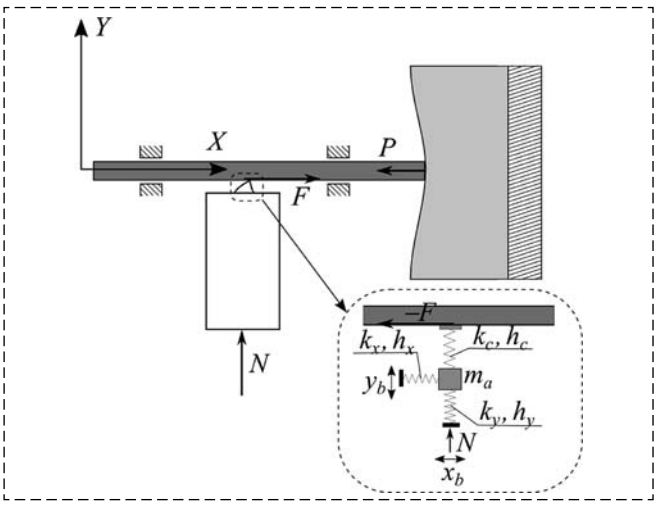

Рис. 1. Модель пьезоэлектрического привода
Fig. 1. Model of a piezoelectric drive

Будем моделировать динамику ПЭП с помощью эмпирического подхода, описанного, в частности, в работах [7—9]. Под действием переменного электрического напряжения с частотой ω, приложенного к ПЭП, головка привода совершает колебания, при которых траектории движения ее точек близки к эллипсам. Примем, что координаты x_b, y_b середины основания головки зависят от времени следующим образом:

$$x_b = A_x \sin 2\pi\omega t, \quad y_b = A_{y0} + A_y \sin(2\pi\omega t + \Phi).$$

Предположим также, что головка ПЭП прижимается к приводу с некоторой силой N.

В рамках используемого феноменологического подхода динамика головки привода описывается с помощью осциллятора с двумя степенями свободы (рис. 1).

Обозначим соответствующие обобщенные координаты x_a, y_a. Составим уравнения движения этого осциллятора:

$$\begin{aligned} m_a\ddot{x}_a &= -k_x(x_a - x_b) - h_x(\dot{x}_a - \dot{x}_b) - F; \\ m_a\ddot{y}_a &= -k_y(y_a - y_b) - h_y(\dot{y}_a - \dot{y}_b) - k_c y_a - h_c \dot{y}_a. \end{aligned} \quad (2)$$

Здесь m_a — масса осциллятора; k_x, k_y, k_c — коэффициенты жесткости пружин осциллятора; h_x, h_y, h_c —коэффициенты демпфирования. Сила F, развиваемая ПЭП, определяется следующим соотношением:

$$F = \mu \operatorname{sgn}(\dot{x}_a - V)(k_c x_a + h_c \dot{x}_a).$$

Здесь V — скорость точки поверхности, с которой контактирует головка привода (в данном случае $V = \dot{x}$).

Среднее смещение A_{y0} найдем из условий равновесия:

$$\begin{aligned} 0 &= -k_y(y_{a0} - A_{y0}) - k_c y_{a0}; \\ k_y(y_{a0} - A_{y0}) &= N, \end{aligned}$$

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

$$y_{a0} = -N/k_c, \quad A_{y0} = -N(1/k_y + 1/k_c).$$

Поскольку частота ω, которую требуется подавать на ПЭП, достаточно велика, численное интегрирование системы (2) занимает сравнительно долгое время. Вместе с тем характерное время движения индентора существенно больше характерного периода колебаний осциллятора, поэтому при анализе динамики головки ПЭП можно считать, что в течение периода скорость V индентора не меняется. Соответственно, при моделировании динамики внедрения индентора в контуре управления целесообразно использовать результаты предварительного расчета среднего значения силы, развиваемой приводом при различных значениях частоты возбуждения.

При индентировании в достаточно "мягкую" и/или чувствительную ткань сила, развиваемая приводом, должна быть мала (иначе внедрение окажется слишком быстрым, что может привести к повреждению ткани). В этой ситуации оказывается существенной зависимость этой силы не только от частоты возбуждения, но и от значения скорости V точки поверхности, с которой контактирует головка ПЭП (в данном случае от скорости индентора).

Проведем численное моделирование динамики системы (2) при разных значениях V и ω, используя следующие значения параметров модели:

$$\begin{gathered} m_a = 0{,}4\cdot10^{-3} \text{ кг}; \; k_x = k_y = 10^7 \text{ Н/м}; \\ h_x = h_y = 0{,}6 \text{ Н·с/м}; \; k_c = 10^6 \text{ Н/м}; \\ h_c = 2 \text{ Н·с/м}; \; \mu = 0{,}28; \; N = 4 \text{ Н}; \\ A_x = 0{,}41 \text{ мкм}; \; A_y = 0{,}76 \text{ мкм}; \; \Phi = 0. \end{gathered}$$

На рис. 2 представлены зависимости среднего за период значения силы F от V. Видно, что при малых скоростях сила (при фиксированной частоте) убывает практически линейно с ростом V. Данный эффект описан, в частности, в работе [18]. Отметим, что скорость этого убывания растет (по абсолютной величине) с ростом частоты ω.

Максимальная сила, развиваемая ПЭП при данных значениях параметров, равна примерно 0,56 Н (достигается при $\omega = \omega^* \approx 26\,400$ Гц и $V = 0$).

Результаты моделирования будем в последующем использовать при определении частоты возбуждения, необходимой для реализации требуемой силы, развиваемой ПЭП.

Исследуем, как будет происходить процесс внедрения индентора в вязкоупругую ткань

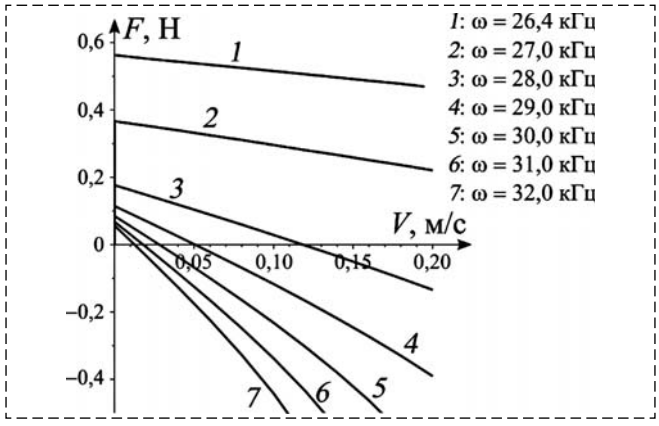

Рис. 2. Зависимость силы, развиваемой ПЭП, от частоты возбуждения и скорости индентора

Fig. 2. Force generated by PED vs. Excitation frequency and indenter speed

при фиксированной частоте внешнего напряжения, подаваемого на ПЭП. Для этого необходимо построить модель, описывающую взаимодействие ткани с индентором.

Модель контактного взаимодействия

Рассматривается осесимметричная контактная задача о взаимодействии жесткого индентора, форма контактирующей поверхности которого описывается функцией $f(r)$, с вязкоупругим слоем толщины h, лежащим на жестком основании (рис. 3). Материал слоя предполагается однородным изотропным линейно вязкоупругим. Скорость нагружения основания V_1 постоянна. При внедрении сферического или цилиндрического индентора область контакта будет кругом радиуса a. Поместим начало цилиндрической системы координат в центр области контакта, ось OX направим вдоль оси симметрии индентора.

Будем считать, что процесс нагружения вязкоупругого слоя включает две стадии: внедрение с постоянной скоростью до некоторой глубины, а затем поддержание постоянной глубины внедрения. Иными словами, зависимость внедрения от времени выражается следующей формулой:

$$x(t) = \begin{cases} V_1 t, & t \leqslant t_1; \\ V_1 t_1, & t_1 \leqslant t. \end{cases} \tag{3}$$

Для описания поведения вязкоупругого слоя используем обобщенную модель Кельвина—Фойгта. Механический аналог модели представлен на рис. 3, *б*. Она состоит из n элементов, каждый из которых имеет свои характеристики. Вертикальное перемещение $u_z^{(i)}(r,t)$ при деформировании такой модели одинаково для каждого элемента и равно смещению границы слоя, а контактное давление на поверхности слоя $p(r, t)$ определяется суммированием давлений в каждом элементе, т. е.

$$u_z(r,t) = u_z^{(i)}(r,t) \;\text{ и }\; p(r,t) = \sum_{i=1}^{n} p_i(r,t). \tag{4}$$

Определяющее соотношение для каждого элемента в этой модели имеет вид

$$p_i(r,t) + T_\sigma^{(i)} \frac{dp_i(r,t)}{dt} = \\ = \frac{E_i}{(1-\nu^2)h}\left(u_z(r,t) + T_\varepsilon^{(i)} \frac{du_z(r,t)}{dt} \right), \quad i = 1, .., n, \tag{5}$$

где E_i и ν — модуль упругости и коэффициент Пуассона; $T_\sigma^{(i)}$ и $T_\varepsilon^{(i)}$ — времена релаксации и ползучести. Через параметры модели эти величины определяются следующим образом:

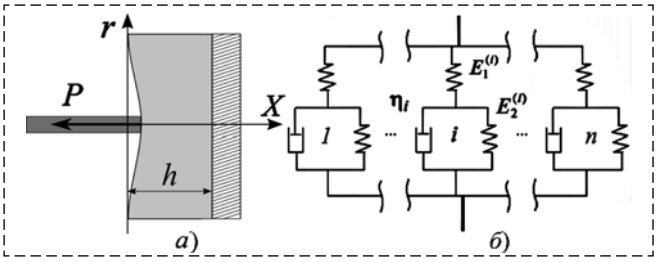

Рис. 3. Схема контактной задачи (*а*); обобщенная модель Кельвина—Фойгта ($E_1^{(i)}$, $E_2^{(i)}$ — жесткость пружин; η_i — вязкость демпферного элемента) (*б*)

Fig. 3. Scheme of the contact problem (*a*); generalized Kelvin—Voigt model ($E_1^{(i)}$, $E_2^{(i)}$ — spring stiffness; η_i — viscosity of damper element) (*б*)

$$E_i = \frac{E_1^{(i)} E_2^{(i)}}{E_1^{(i)} + E_2^{(i)}}, \; T_\sigma^{(i)} = \frac{\eta_i}{E_1^{(i)} + E_2^{(i)}}, \; T_\varepsilon^{(i)} = \frac{\eta_i}{E_2^{(i)}}.$$

Решим систему уравнений (5) отдельно для каждой стадии процесса.

Для стадии нагружения условие контакта запишется следующим образом:

$$u_z(r, t) = V_1 t - f(r), \; r \leqslant a, \; t \leqslant t_1. \tag{6}$$

С учетом условия (6) решение уравнения (5) можно записать в виде

$$p_i(r,t) = \frac{E_i}{(1-\nu^2)h}(V_1(t - T_\sigma^{(i)} + T_\varepsilon^{(i)}) - \\ - f(r)) + C_1^{(i)} \mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}}, \quad r \leqslant a, \, t \leqslant t_1. \tag{7}$$

Постоянная $C_1^{(i)}$ находится из начальных условий, что $p_i(r, t_0(r)) = 0$, где $t_0(r)$ — момент времени, когда на точку с координатой r начинает действовать индентор.

Для стадии удержания условие контакта будет следующим:

$$u_z(r, t) = V_1 t_1 - f(r), \; r \leqslant a, \; t_1 \leqslant t. \tag{8}$$

Решение уравнения (5) с учетом условия (8) будет иметь вид

$$p_i(r,t) = \frac{E_i}{(1-\nu^2)h}(V_1 t_1 - f(r)) + C_2^{(i)} \mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}}, \\ r \leqslant a, \, t_1 \leqslant t. \tag{9}$$

Постоянная $C_2^{(i)}$ находится из условия, что в момент $t = t_1$ давления, вычисленные по формулам (7) и (9), совпадают.

Нагрузка, приложенная к индентору, находится из условия равновесия, а именно

$$P(t) = 2\pi \int_0^a rp(r,t)dr = 2\pi \int_0^a r \sum_{i=1}^{n} p_i(r,t)dr = \\ = 2\pi \sum_{i=1}^{n} \int_0^a rp_i(r,t)dr. \tag{10}$$

Начальные условия и размер области контакта зависят от формы контактирующей поверхности индентора.

Рассмотрим индентор в форме цилиндра с плоским основанием радиуса R. В этом случае радиус области контакта постоянен ($a = R$), а давление распределено под поверхностью индентора равномерно, т. е. $p_i(r, t) = p_i(t)$ ($r \leqslant R$). Начальное условие для контактного давления $p_i(0) = 0$. Отсюда найдем, что

$$C_1^{(i)} = E_i V_1 (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})/(1-\nu^2)h$$
$$\text{и } C_2^{(i)} = V_1 (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})(1 - \mathbf{e}^{t_1/T_\sigma^{(i)}}).$$

Тогда, как следует из соотношений (7) и (9), распределение контактного давления в произвольный момент времени имеет вид

$$p_i(t) = \frac{E_i}{(1-\nu^2)h} \times$$
$$\times \begin{cases} V_1 (t - (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})(1 - \mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}})), \; t \leqslant t_1; \\ V_1 (t_1 - (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})(\mathbf{e}^{t_1/T_\sigma^{(i)}} - 1)\mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}}), \; t_1 \leqslant t. \end{cases} \quad (11)$$

Таким образом, для силы, действующей со стороны ткани на индентор в процессе нагружения (3), получим из соотношения (11) следующее выражение:

$$P(t) = \frac{\pi R^2}{(1-\nu^2)h} \sum_{i=1}^{n} E_i \times$$
$$\times \begin{cases} V_1 (t - (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})(1 - \mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}})), \; t \leqslant t_1; \\ V_1 (t_1 - (T_\sigma^{(i)} - T_\varepsilon^{(i)})(\mathbf{e}^{t_1/T_\sigma^{(i)}} - 1)\mathbf{e}^{-t/T_\sigma^{(i)}}), \; t_1 \leqslant t. \end{cases} \quad (12)$$

Отметим, что величина $\sum_{i=1}^{n} E_i$ соответствует длительному модулю упругости, а величина $\sum_{i=1}^{n} E_i T_\varepsilon^{(i)} / T_\sigma^{(i)}$ — мгновенному. Число n элементов в вязкоупругом слое необходимо выбирать с учетом данных экспериментов.

Эксперимент и идентификация параметров модели контактного взаимодействия

Для идентификации параметров модели в Национальном университете Чен Кун был изготовлен фантом головного мозга свиньи, представляющий собой полушар радиусом h = = 0,065 м, изготовленный из агар-агара определенной концентрации. В ходе эксперимента в фантом, лежащий на жесткой поверхности, по его оси симметрии с заданной постоянной скоростью (рис. 4, *а*) индентировалась канюля радиусом R = 0,0009 м. После достижения заданной глубины внедрения положение канюли фиксировалось.

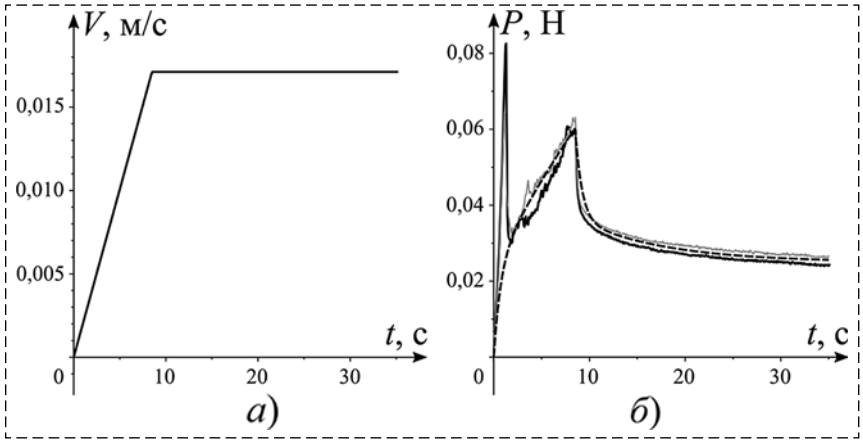

Рис. 4. Идентификация параметров модели контактного взаимодействия:
а — зависимость глубины внедрения в эксперименте от времени; *б* — зависимость силы сопротивления ткани от времени (сплошные линии — экспериментальные данные, штриховая — результаты расчета)

Fig. 4. Identification of contact interaction parameters:
а — indentation depth in experiment vs. time; *б* — tissue resistance force vs. time (solid lines: experimental data, dashed line: calculation results)

В процессе эксперимента с помощью датчика усилия регистрировалась осевая сила сопротивления ткани $P(t)$. Пример экспериментальных зависимостей осевой силы от времени представлен на рис. 4, *б* черной и серой сплошными кривыми.

Для расчета $P(t)$ воспользуемся формулой (12). Методом экспертной оценки (аналогично работам [19, 20]) были выбраны следующие параметры предложенной модели контактного взаимодействия (n = 2):

$$E_1 = 5000 \text{ Па}; \; E_2 = 23\,000 \text{ Па}; \; T_\sigma^{(1)} = 9 \text{ с};$$
$$T_\sigma^{(2)} = 0,7 \text{ с}; \; T_\varepsilon^{(2)} = 5T_\sigma^{(1)}; \; T_\varepsilon^{(2)} = 15T_\sigma^{(2)}.$$

На рис. 4, *б* штриховой линией показан результат расчета осевой нагрузки $P(t)$ для выбранного набора параметров.

Видно, что при выбранных значениях параметров результаты расчета достаточно хорошо согласуются с экспериментальными данными.

Численное моделирование

Теперь проведем численное моделирование процесса индентирования в мягкую ткань. Целью индентирования будем считать достижение некоторой заданной глубины x^* погружения индентора в ткань.

При решении этой динамической задачи воспользуемся уравнениями (5) для определения величин $p_{1,2}$.

Как отмечалось выше, при внедрении индентора в форме цилиндра с плоским основанием величины p_i и u_z не зависят от r, причем $a = R$. Соответственно, из выражения (10) получаем следующую формулу для силы P:

$$P = \pi R^2 (p_1 + p_2). \qquad (13)$$

Поскольку в этом случае $u_z = x$, уравнения (5) принимают следующий вид:

$$T_\sigma^{(i)} \dot{p}_i = -p_i + \frac{E_i}{(1-\nu^2)h}(x + T_\varepsilon^{(i)} \dot{x}),\ i = 1,2. \qquad (14)$$

Сила, создаваемая ПЭП, является управлением. Будем задавать ее в виде обратной связи по текущей глубине погружения и скорости индентора, учитывая, что сила, развиваемая ПЭП, не может превышать (по абсолютной величине) указанного ранее значения $F_{\max}$:

$$F = \begin{cases} -F_{\max}, \text{ при } F_* - K(x - x_*) - H\dot{x} < -F_{\max}; \\ F_* - K(x - x_*) - H\dot{x}, \text{ при} \\ -F_{\max} < F_* - K(x - x_*) - H\dot{x} < F_{\max}; \\ F_{\max}, \text{ при } F_* - K(x - x_*) - H\dot{x} > F_{\max}. \end{cases} \qquad (15)$$

Здесь F_* — сила, соответствующая внедрению на целевую глубину. Она определяется уравнением

$$F_* = \frac{\pi R^2}{(1-\nu^2)h} \sum_{i=1}^{2} E_i x_*.$$

Будем выбирать частоту ω так, чтобы обеспечить необходимое значение управляющей силы. С учетом введенных ограничений это всегда возможно сделать. Тогда динамика системы "индентор + вязкоупругая ткань" описывается системой (1), (14) вместе с соотношениями (13), (15).

Исследуем влияние коэффициентов обратной связи K и H на процесс выхода на целевую глубину погружения.

На рис. 5 представлены зависимости глубины внедрения от времени при разных значениях целевой глубины x_* и разных значениях параметров K и H.

Видно, что увеличение K ведет к ускорению процесса выхода на целевое значение x. Однако при этом возникают колебания, так что на определенных участках траектории может наблюдаться даже движение индентора в обратном направлении. Амплитуда этих колебаний растет с ростом x_*.

Кроме того, возможно возникновение перерегулирования, когда индентор проникает на глубину, превышающую целевую. При реальной эксплуатации это нежелательно.

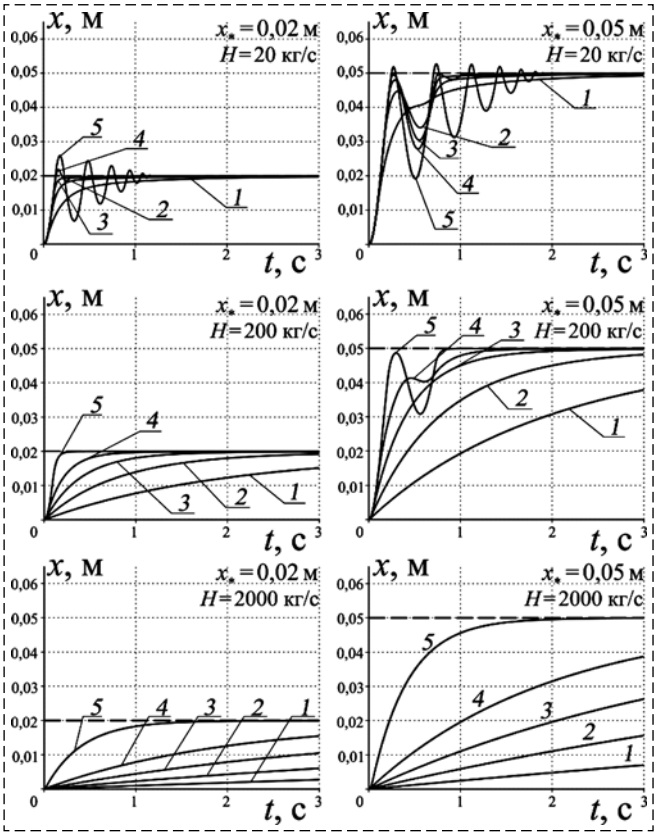

Рис. 5. Зависимость глубины внедрения от времени при разных значениях коэффициентов обратной связи:
1 — K = 100 Н/м; *2* — K = 250 Н/м; *3* — K = 500 Н/м; *4* — K = 1000 Н/м; *5* — K = 5000 Н/м

Fig. 5. Indentation depth vs. time for different values of feedback coefficients:
1 — K = 100 N/m; *2* — K = 250 N/m; *3* — K = 500 N/m; *4* — K = 1000 N/m; *5* — K = 5000 N/m

Увеличение H позволяет уменьшить амплитуду таких колебаний или вообще избежать их возникновения, но при этом несколько возрастает время выхода на целевую глубину.

Выводы

Рассмотрена робототехническая система, внедряющая иглу (канюлю) в мягкую биологическую ткань. В качестве двигателя используется ПЭП.

Предложена конечномерная математическая модель системы. Для описания контакта канюли с мягкой тканью разработана математическая модель их взаимодействия. Изготовлен фантом головного мозга свиньи. Проведены эксперименты с индентированием канюли в тело фантома. На основе проведенных экспериментов разработана процедура идентификации параметров модели контакта.

Предложен алгоритм управления ПЭП, обеспечивающий внедрение канюли в мягкую био-

логическую ткань на заданную глубину. Проведено численное моделирование внедрения канюли в мягкую ткань с использованием такого алгоритма.

Список литературы

1. **Stoianovici D. et al.** Multi-Imager Compatible, MR Safe, Remote Center of Motion Needle-Guide Robot // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2018. 65 (1). P. 165—177. Doi: 10.1109/TBME.2017.2697766.

2. **Park Y. L., et al.** Real-Time Estimation of 3-D Needle Shape and Deflection for MRI-Guided Interventions // IEEE ASME Trans Mechatron. 2010. 15(6). P. 906—915.

3. **McPherson T., Ueda J.** A force and displacement self-sensing piezoelectric MRI-compatible tweezer end effector with an on-site calibration procedure // IEEE/ASME Trans. Mechatron. 2014. 19 (2) P. 755—764.

4. **Lorenzo D. D., Momi1 E. D., Dyagilev I., Manganelli R., Formaglio A., Prattichizzo D., Shoham M., Ferrigno G.** Force feedback in a piezoelectric linear actuator for neurosurgery // Int. J. Med. Robot. 2011. 7 (3). P. 268—275.

5. **Cappelleri D. J., Frecker M. I., Simpson T. W., Snyder A.** Design of a PZT bimorph actuator using a metamodel-based approach // J. Mech. Des. 2002. 124 (2). P. 354—357.

6. **Yeh C.-H. et al.** Application of piezoelectric actuator to simplified haptic feedback system // Sensors and Actuators A: Physical. 2020. 303. 111820. doi:10.1016/j.sna.2019.111820.

7. **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.

8. **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.

9. **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. doi: 10.17587/mau.19.480-485.

10. **Sabarianand D. V., Karthikeyan P., Muthuramalingam T.** A review on control strategies for compensation of hysteresis and creep on piezoelectric actuators based micro systems // Mechanical Systems and Signal Processing. 2020. 140, 106634, DOI: 10.1016/j.ymssp.2020.106634.

11. **Patil S., Burgner-Kahrs J., Webster R., Alterovitz R.** Needle Steering in 3-D Via Rapid Replanning. // IEEE Transactions on Robotics. 2014. 30, P. 853—864. DOI: 10.1109/TRO.2014.2307633.

12. **Onishi T., Ishido R., Takimoto T., Saito. K., Uebayashi S., Takahashi M., Ito K.** Biological Tissue-Equivalent Agar-Based Solid Phantoms and SAR Estimation Using the Thermographic Method in the Range of 3—6 GHz // IEICE Transactions on Communications. 2005. 88-B(9). P. 3733—3741.

13. **Aranda-Lara L., Torres-García E., Oros-Pantoja R.** Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of 99mTc // Open Journal of Radiology. 2014. N. 4. P. 44—52. http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2014.41006

14. **Oldfield M., Dini D., Giordano G., Rodriguez y Baena F.** Detailed finite element modelling of deep needle insertions into a soft tissue phantom using a cohesive approach // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2013. 16(5), P. 530—543, DOI: 10.1080/10255842.2011.628448.

15. **Argatov I., Mishuris G.** An analytical solution for a linear viscoelastic layer loaded with a cylindrical punch: evaluation of the rebound indentation test with application for assessing viability of articular cartilage // Mech. Res. Commun. 2011. 38 (2011). P. 565—568.

16. **Argatov I.** An analytical solution of the rebound indentation problem for an iotropic linear viscoelastic layer loaded with a spherical punch // Acta Mech. 2012. 223. P. 1441—1453.

17. **Lyubicheva A.** Closed-Form Solution of Axisymmetric Contact Problem for a Viscoelastic Base within Cycle of Increasing and Decreasing of Load on the Indenter // Journal of Friction and Wear. 2017. 38(2). P. 138—143.

18. **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. 87. 115001; doi: 10.1063/1.4966251.

19. **Klimina L., Shalimova E., Dosaev M., Garziera R.** Closed dynamical model of a double propeller HAWT // Procedia engineering. 2017. 199. P. 577—582.

20. **Selyutskiy Y. D., Klimina L. A.** Effect of nonlinear electromechanical interaction upon wind power generator behavior // AIP Conference Proceedings. 2014. 1637 (1). P. 982—987.

Control of Insertion of Indenter into Viscoelastic Tissue using a Piezoelectric Drive

I. G. Goryacheva[1,2], goryache@ipmnet.ru, **M. Z. Dosaev**[1], dosayev@imec.msu.ru,
Y. D. Selyutskiy[1], seliutski@imec.msu.ru, **A. A. Yakovenko**[3], dolgopup_13@mail.ru,
C.-H. Hsiao[3], n16061480@mail.ncku.edu.tw, **C.-Y. Huang**[3], gordon168999@yahoo.com.tw,
M.-S. Ju[3], msju@mail.ncku.edu.tw, **C.-H. Yeh**[3], longerplus@gmail.com,
[1]Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119192, Russian Federation,
[2]Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics RAS, Moscow, 119526, Russian Federation,
[3]National Cheng Kung University, Tainan, 701, Taiwan

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

Accepted on February 10, 2020

Abstract

Stereotactic operations are actively used in modern minimally invasive medicine. During such operations, a flexible needle is inserted into the internal organs, with the help of which a biopsy or a local treatment is performed. The applica-

tion of such approaches in neurosurgery requires the accurate positioning of the needle tip at the target point. The present study is related to the creation of a robotic system that delivers the needle to a given point and uses drives compatible with magnetic resonance imaging devices that visualize the position of the needle. In this paper, we propose a finite-dimensional mathematical model of a mechatronic system that uses a piezoelectric drive (PED) to move the needle (cannula) along a given line. To describe the contact between the cannula and the soft tissue, a mathematical model of their interaction is developed. The contact problem involving two processes occurring during the introduction of the needle into the biological tissue is solved: the introduction of a rigid (compared to the tissue) indenter and its retention at a certain depth. Relaxation properties of the tissue are taken into account. The behavior of tissue is described using a phenomenological approach based on a modified Kelvin-Voigt model. This allowed for reducing the solution of the contact problem to the integration of a system of ordinary differential equations. One of recognized ways to develop medical robotic systems is to test their functioning using phantoms of biological tissues. For this purpose, a phantom of a porcine brain based on agar-agar is made. Experiments are carried out to indent a standard cannula into the phantom body. Based on the obtained experimental data, the parameters of the contact model are identified. An algorithm is proposed for controlling the PED frequency, which ensures the introduction of the cannula into the soft biological tissue to a given depth. Numerical simulation of the insertion of the cannula into the soft tissue using this algorithm is performed. The influence of feedback coefficients on the position and speed of the indenter on the nature of the implementation process is investigated.

Keywords: *stereotactic operation, piezoelectric actuator, mathematical model, contact characteristics, control algorithm*

Acknowledgements: This article was supported by Russian Foundation for Basic Research (project #19-58-52004) and Taiwan Ministry of Science and Technology (project # MOST 108-2923-E-006 -003-MY3).

For citation:

Goryacheva I. G., Dosaev M. Z., Selyutskiy Yu. D., Yakovenko A. A., Hsiao C.-H., Huang C.-Yu., Ju M.-S., Yeh C.-H. Control of Insertion of Indenter into Viscoelastic Tissue using a Piezoelectric Drive, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie,* 2020, vol. 21, no. 5, pp. 304—311.

DOI: 10.17587/mau.21.304-311

References

1. **Stoianovici D. et al.** Multi-Imager Compatible, MR Safe, Remote Center of Motion Needle-Guide Robot, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2018, 65 (1), pp. 165—177, doi: 10.1109/TBME.2017.2697766.

2. **Park Y. L. et al.** Real-Time Estimation of 3-D Needle Shape and Deflection for MRI-Guided Interventions, *IEEE ASME Trans Mechatron*., 2010, 15(6), pp. 906—915.

3. **McPherson T., Ueda J.** A force and displacement self-sensing piezoelectric MRI-compatible tweezer end effector with an on-site calibration procedure, *IEEE/ASME Trans. Mechatron.*, 2014, 19 (2), pp. 755—764.

4. **Lorenzo D. D., Momi1 E. D., Dyagilev I., Manganelli R., Formaglio A., Prattichizzo D., Shoham M., Ferrigno G.** Force feedback in a piezoelectric linear actuator for neurosurgery, *Int. J. Med. Robot*., 2011, 7 (3), pp. 268—275.

5. **Cappelleri D. J., Frecker M. I., Simpson T. W., Snyder A.** Design of a PZT bimorph actuator using a metamodel-based approach, *J. Mech. Des*., 2002, 124 (2), pp. 354—357.

6. **Yeh C.-H. et al.** Application of piezoelectric actuator to simplified haptic feedback system, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2020, 303, 111820, doi:10.1016/j.sna.2019.111820.

7. **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.

8. **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.

9. **Dosaev M. Z., Selyutskiy Yu. D., Yeh C.-H., Su F.-C.** Modeling Tactile Feedback Realized by Piezoelectrical Actuator, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2018, vol. 19, no. 7, pp. 480—485 (in Russian), doi: 10.17587/mau.19.480-485.

10. **Sabarianand D. V., Karthikeyan P., Muthuramalingam T.** A review on control strategies for compensation of hysteresis and creep on piezoelectric actuators based micro systems, *Mechanical Systems and Signal Processing*, 2020, 140, 106634, doi: 10.1016/j.ymssp.2020.106634.

11. **Patil S., Burgner-Kahrs J., Webster R., Alterovitz R.** Needle Steering in 3-D Via Rapid Replanning, *IEEE Transactions on Robotics*, 2014, 30, pp. 853—864, doi: 10.1109/TRO.2014.2307633.

12. **Onishi T., Ishido R., Takimoto T., Saito. K., Uebayashi S., Takahashi M., Ito K.** Biological Tissue-Equivalent Agar-Based Solid Phantoms and SAR Estimation Using the Thermographic Method in the Range of 3—6 GHz, *IEICE Transactions on Communications*, 2005, 88-B(9), pp. 3733—3741.

13. **Aranda-Lara L., Torres-García E., Oros-Pantoja R.** Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of 99mTc, *Open Journal of Radiology*, 2014, 4, pp. 44—52, available at: http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2014.41006.

14. **Oldfield M., Dini D., Giordano G., Rodriguez y Baena F.** Detailed finite element modelling of deep needle insertions into a soft tissue phantom using a cohesive approach, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2013, 16:5, pp. 530—543, doi: 10.1080/10255842.2011.628448.

15. **Argatov I., Mishuris G.** An analytical solution for a linear viscoelastic layer loaded with a cylindrical punch: evaluation of the rebound indentation test with application for assessing viability of articular cartilage, *Mech. Res. Commun*., 2011, 38 (2011), pp. 565—568.

16. **Argatov I.** An analytical solution of the rebound indentation problem for an iotropic linear viscoelastic layer loaded with a spherical punch, *Acta Mech*., 2012, 223, pp. 1441—1453.

17. **Lyubicheva A.** Closed-Form Solution of Axisymmetric Contact Problem for a Viscoelastic Base within Cycle of Increasing and Decreasing of Load on the Indenter, *Journal of Friction and Wear*, 2017, 38(2), pp. 138—143.

18. **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.

19. **Klimina L., Shalimova E., Dosaev M., Garziera R.** Closed dynamical model of a double propeller HAWT, *Procedia engineering*, 2017, 199, pp. 577—582.

20. **Selyutskiy Y. D., Klimina L. A.** Effect of nonlinear electromechanical interaction upon wind power generator behavior, *AIP Conference Proceedings*, 2014, 1637 (1), pp. 982—987.