

И. Г. Горячева^{1, 2}, акад. РАН, goryache@ipmnet.ru,

М. З. Досаев¹, канд. физ.-мат. наук, вед. науч. сотр., dosaev@imec.msu.ru,

Ю. Д. Селюцкий¹, канд. физ.-мат. наук, вед. науч. сотр., seliutski@imec.msu.ru,

А. А. Яковенко², аспирант, dolgorup_13@mail.ru, М.-S. Ju³, профессор, msju@mail.nsku.edu.tw,

Н.-R. Chang³, студент, msju@mail.nsku.edu.tw,

¹ НИИ механики МГУ, г. Москва,

² Институт проблем механики им. А. Ю. Ишлинского РАН, г. Москва,

³ Национальный университет Чен Кун, Тайнань, Тайвань

Управление внедрением иглы в ткань фантома головного мозга с помощью пьезоэлектрического привода*

В настоящее время активно развивающимся разделом медицины являются стереотаксические операции на головном мозге. В ходе этих операций в мозг через отверстие в черепе вводится специальная игла. Эта игла перемещается в ткани мозга таким образом, чтобы ее кончик достиг определенной точки, после чего выполняется необходимая медицинская манипуляция (например, взятие пункции). Для обеспечения точности позиционирования иглы целесообразно контролировать ход операции с помощью аппарата магнитно-резонансной томографии. Это накладывает ограничения на тип приводов, которые можно использовать для управления иглой. В работе рассмотрена задача об управлении внедрением иглы цилиндрической формы в фантом головного мозга, причем управляющая сила формируется с помощью пьезоэлектрического привода (ПЭП). Для описания взаимодействия иглы с тканью предложена феноменологическая модель, в рамках которой предполагается, что ткань фантома представляет собой вязкоупругий и пластичский материал, а также обладает релаксационными свойствами. При описании сил, действующих на боковую поверхность иглы со стороны ткани, учитывается наличие сухого трения. Предложенная модель содержит ряд параметров, которые идентифицируются на основе экспериментов, проведенных в Национальном университете Cheng Kung (Тайвань). В ходе этих экспериментов стандартная игла для биопсии внедрялась в фантом, изготовленный из раствора агар-агара, причем регистрировались положение иглы и сила, действующая на нее со стороны ткани. Показано, что результаты экспериментов достаточно хорошо согласуются с расчетами в рамках модели. Предложен алгоритм управления иглой путем задания частоты возбуждения ПЭП. Целью управления является внедрение иглы на заданную глубину с заданной постоянной скоростью с последующим удержанием иглы на этой глубине. При этом требуется избежать перерегулирования по скорости и положению. Проведено численное моделирование. Исследовано влияние параметров обратной связи на характер процесса. Показано, что при надлежащем выборе параметров удастся избежать перерегулирования.

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

Введение

При стереотаксических операциях в головной мозг вводится гибкая игла в целях взятия биопсии или проведения локального лечения. Для совершенствования этого процесса разрабатываются роботизированные системы, предназначенные для автоматизации таких операций. При этом решаются несколько прикладных задач: повышение безопасности таких операций как для пациентов, так и для медицинского персонала, увеличение эффективности процедур путем выбора оптимального

способа введения иглы, повышение точности позиционирования исполнительного элемента канюли в целевой точке и т. д. Одним из современных подходов к решению этих задач является разработка автоматических робототехнических систем, доставляющих иглу в заданную точку с контролем позиционирования с помощью аппарата МРТ. Для такого позиционирования создаются специальные методики (см. например, [1]) для введения иглы в различные части мозга. Другим направлением является разработка локальных систем координат в тканях мозга. В работе [2] предложен удобный метод создания реперных точек черепа, видимых на МРТ, для стереотаксических процедур у крупных экспериментальных животных.

*Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ (проект 19-58-52004) и министерства науки и технологий Тайваня (MOST 108-2923-E-006-003-MY3).

Важным аспектом в разработке биомедицинских систем является выбор двигателей, приводящих исполнительные элементы (зажимы, щипцы, иглы) в движение. При этом, в первую очередь, требуется обеспечить безопасное применение таких двигателей. В последние годы в качестве двигателей для различных биомедицинских приборов все чаще предлагаются фрикционные пьезоэлектрические приводы (ПЭП) [3–5]. В статье [6] для привода роботизированного пинцета применен ПЭП, размещенный в исполнительном звене хирургического робота. В работе [7] авторы использовали прецизионный ПЭП в качестве линейного двигателя роботизированной хирургической системы для биопсии головного мозга.

Разработка новых ПЭП — одно из активно развивающихся направлений инженерной науки. В последнее время совершенствуются подходы к созданию низковольтных миниатюрных пьезоэлектрических двигателей [8]. Для проектирования эффективных ПЭП полезно создание их конечномерных математических моделей. Феноменологическая модель в виде осциллятора с двумя степенями свободы была предложена Вурптсом и Твифелем [9]. Успешность использования этой модели была продемонстрирована в ряде работ последователей [10, 11]. Некоторые аспекты управления мехатронными системами с помощью ПЭП рассмотрены в работе [12].

Поскольку эксперименты на человеческих органах связаны с множеством этических и медицинских проблем, на практике новые методики часто тестируют на фантомах биологических тканей [13]. В научной печати регулярно появляются сообщения о создании новейших моделей фантомов мозга, предназначенных для разнообразных исследований (например, [14]). В работе [15] предложено специальное устройство для исследования поведения фантома мозга в условиях МРТ.

При разработке алгоритмов управления движением иглы необходимо создание математической модели, описывающей динамику электро-механической системы, состоящей из привода, движущегося исполнительного элемента (иглы) и ткани фантома. При этом контакт ткани с иглой желательно описать конечномерной динамической системой. Другими словами, нужно разработать специальную феноменологическую модель контакта, которая должна описывать процесс внедрения жесткого индентора

в ткань, удержание этого индентора в заданном положении, а также процесс извлечения его из ткани. При этом необходимо учитывать сложные механические свойства фантома, такие как наличие внешней пленки, вязкоупругопластичность, релаксационные эффекты.

В статье [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 предыдущей работе [5] авторы рассмотрели модель индентирования и удержания иглы в фантоме мозга с учетом вязкоупругих свойств ткани фантома. Принятая в статье [5] модель контакта иглы с тканью учитывала только силу, обусловленную вертикальным сжатием материала. В работе [18] авторами предложена новая модель контакта иглы с тканью фантома, учитывающая сложные механические свойства этой ткани. Набор рассматриваемых при индентировании сил дополнен силой трения и силой прокола поверхностной пленки.

В настоящей работе рассматривается весь процесс индентирования иглы в фантом, включая этап извлечения. Для описания взаимодействия иглы с тканью фантома использована модель контакта, предложенная в статье [18]. Пьезоэлектрический двигатель используется в качестве привода движения иглы. Разработан алгоритм управления двигателем, реализующий погружение иглы в ткань фантома на заданную глубину, удержание иглы в нужной точке и ее последующее извлечение. Алгоритм предусматривает удержание значения скорости движения иглы в заданных пределах. Рассмотрено влияние выбора коэффициентов управления на поведение системы.

Описание и математическая модель системы

Рассмотрим механическую систему, состоящую из иглы, имеющей форму тонкого круго-

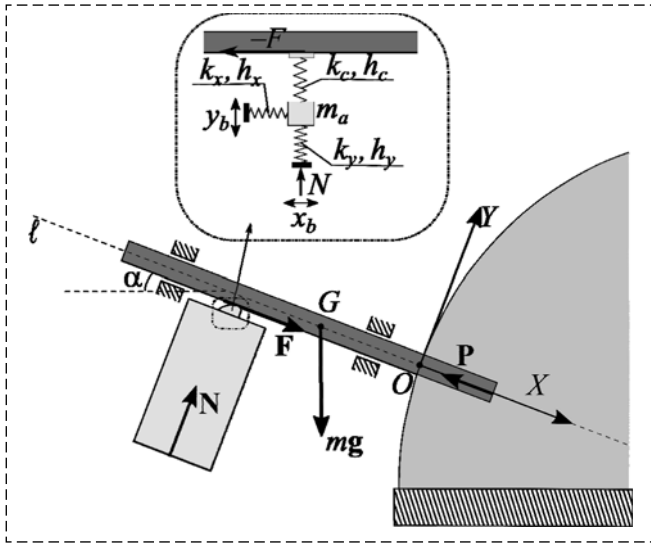


Рис. 1. Схема рассматриваемой системы
Fig. 1. Scheme of the considered system

вого цилиндра с плоским основанием, и ПЭП, головка которого находится в контакте с боковой поверхностью иглы. Будем считать, что игла установлена в направляющих и может двигаться поступательно вдоль некоторой прямой l , составляющей фиксированный угол α с горизонтом (рис. 1). Трением между иглой и направляющими будем пренебрегать. Игла при своем движении вдоль направляющих внедряется в ткань фантома, имитирующего головной мозг.

Пусть OXY — неподвижная система координат, ось абсцисс которой направлена вдоль прямой l . Начало координат O поместим в точку, в которой происходит контакт иглы с недеформированной поверхностью фантома.

Динамику ПЭП будем описывать в рамках эмпирического подхода [9–11]. При этом головка ПЭП моделируется с помощью осциллятора с двумя степенями свободы. Поскольку масса головки очень мала, будем пренебрегать действием на нее силы тяжести.

Запишем уравнения движения иглы вместе с ПЭП:

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

Здесь x — абсцисса центра масс G иглы; x_a , y_a — обобщенные координаты осциллятора, моделирующего головку ПЭП; x_b , y_b — координаты середины основания головки ПЭП; m — масса иглы; m_a — масса осциллятора; k_x , k_y , k_c — коэффициенты жесткости пружин осцил-

лятора; h_x , h_y , h_c — коэффициенты демпфирования; P — сила, действующая на иглу со стороны ткани фантома; F — сила, действующая на иглу со стороны головки привода.

Координаты осциллятора отсчитываются от его положения равновесия под действием силы предварительного нагружения N , приложенной к ПЭП и перпендикулярной прямой l .

Когда к ПЭП прикладывается переменное электрическое напряжение с частотой f , головка привода совершает близкие к гармоническим колебания. В рамках принятой эмпирической модели предполагается, что величины x_b , y_b зависят от времени следующим образом:

$$x_b = A_x \sin 2\pi f t, \quad y_b = A_y \sin(2\pi f t + \Phi), \quad (2)$$

где A_x , A_y — амплитуды, а Φ — фаза соответствующих колебаний.

В результате трения головки ПЭП о боковую поверхность иглы возникает сила F , для которой имеет место следующая формула:

$$F = \mu_a \operatorname{sgn}(\dot{x}_a - \dot{x})(N + k_c y_a + h_c \dot{y}_a), \quad (3)$$

где μ_a — коэффициент трения между головкой ПЭП и поверхностью иглы.

Зависимость силы, развиваемой ПЭП, от частоты и скорости

Частота возбуждения ПЭП достаточно велика (десятки килогерц). Поэтому в системе "игла + ПЭП" можно провести процедуру разделения движений. Подсистема, отвечающая быстрым движениям, описывает динамику головки ПЭП:

$$\begin{aligned} m_a \ddot{x}_a &= -k_x(x_a - x_b) - h_x(\dot{x}_a - \dot{x}_b) - \\ &- \mu \operatorname{sgn}(\dot{x}_a - v)(N + k_c y_a + h_c \dot{y}_a); \\ m_a \ddot{y}_a &= -k_y(y_a - y_b) - h_y(\dot{y}_a - \dot{y}_b) - k_c y_a - h_c \dot{y}_a. \end{aligned} \quad (4)$$

Здесь $v = \dot{x} \equiv \text{const}$, поскольку скорость иглы является медленной переменной.

Известно [5, 19], что сила F зависит от частоты возбуждения и от скорости движения объекта, соприкасающегося с головкой ПЭП. Рассмотрим эту зависимость подробнее.

Проведем численное моделирование динамики системы (4) при разных значениях V и f , используя следующие значения параметров [10]:

$$\begin{aligned} m_a &= 0,4 \cdot 10^{-3} \text{ кг}, \quad k_x = k_y = 10^7 \text{ Н/м}, \\ h_x &= h_y = 0,6 \text{ Н} \cdot \text{с/м}, \quad k_c = 10^6 \text{ Н/м}, \end{aligned}$$

$$h_c = 2 \text{ Н} \cdot \text{с/м}, \mu_a = 0,28, N = 10 \text{ Н}, \\ A_x = 0,41 \text{ мкм}, A_y = 0,76 \text{ мкм}, \Phi = 0.$$

Ограничимся диапазоном достаточно малых скоростей иглы.

Значения средней за период силы представлены на рис. 2 для трех различных значений скорости иглы (квадратики для $v = -1 \text{ см/с}$, кружки для $v = 0$ и ромбики для $v = 1 \text{ см/с}$). Видно, что при частоте $f = f_0 \approx 26,3 \text{ кГц}$ имеет место резонанс. Необходимо отметить наличие заметной асимметрии в зависимости силы от частоты на участках до резонанса и после него.

Можно предложить аппроксимационную формулу, описывающую зависимость силы F от частоты и скорости:

$$F = \frac{1,75(1 - 0,25(f - f_0))}{1 + 4,0(f - f_0)^2 + 1,3(f - f_0)^3 + 0,05(f - f_0)^4} - \\ - v(0,224 + 1,375(f - f_0) - 0,0623(f - f_0)^{3/2}). \quad (5)$$

Здесь частота возбуждения выражена в килогерцах, а скорость — в м/с.

Зависимость (5) для разных значений скорости изображена на рис. 2 линиями (штрихпунктирная для $v = -1 \text{ см/с}$, сплошная для $v = 0$ и пунктирная для $v = 1 \text{ см/с}$). Видно, что предложенная аппроксимация достаточно хорошо согласуется с результатами численного интегрирования системы (4).

Разумеется, формула (5) может применяться только при $f \geq f_0$ и не слишком больших скоростях v движения иглы. Представляется целесообразным использовать при управлении частоты в диапазоне $f \geq f_0$.

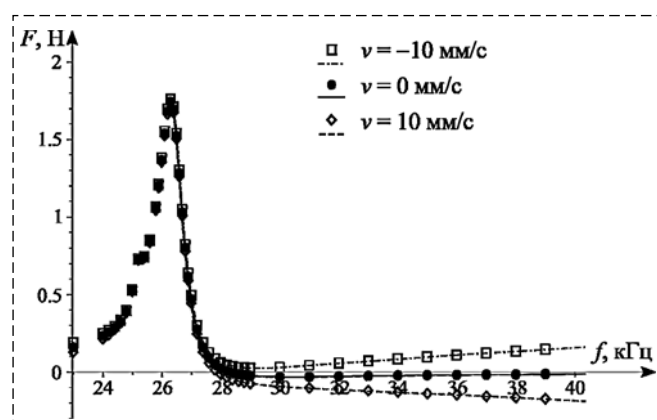


Рис. 2. Зависимость силы, развиваемой ПЭП, от частоты возбуждения и скорости индентора

Fig. 2. Dependence of the force generated by the piezoelectric drive on the excitation frequency and indenter speed

Феноменологическая модель контактного взаимодействия

Предположим, что игла ориентирована таким образом, что ее продольная ось направлена по нормали к поверхности фантома в центре области контакта.

При моделировании взаимодействия иглы с материалом фантома будем считать, что материал фантома является вязкоупругим, а также обладает пластическими и релаксационными свойствами. Кроме того, для того чтобы описать процесс проникания в ткань фантома, предположим, что на поверхности фантома образуется сравнительно прочная упругая пленка, которая разрывается при достижении некоторого критического усилия. Далее игла взаимодействует уже с материалом внутренней части фантома, а пленка после завершения достаточно быстрого переходного процесса возвращается в положение, близкое к исходному.

Следуя работе [18], примем, что на этапе внедрения до прорыва пленки сила, действующая на головку иглы, зависит только от смещения головки, отсчитываемого от недеформированного положения поверхности фантома:

$$P = Ax^2, 0 \leq x < x_p, \quad (6)$$

где A — некоторый постоянный коэффициент; x_p — величина деформации, при которой происходит прорыв; она определяется минимальным усилием P_p , необходимым для разрыва поверхности фантома: $x_p = (P_p/A)^{1/2}$.

После прорыва сила, действующая на иглу со стороны ткани вдоль оси иглы, складывается из двух компонент: компоненты P_1 , действующей на головку иглы, и компоненты P_2 , действующей на боковую поверхность иглы и направленной по касательной к поверхности.

Предположим, что нормальные напряжения во всех точках головки иглы совпадают. Тогда

$$P_1 = \pi R^2 p_1(t), \quad (7)$$

где R — радиус поперечного сечения иглы, p_1 — нормальное напряжение на поверхности головки иглы. В предположении, что материал фантома является вязкоупругим и пластическим, а также обладает релаксационными свойствами, можно, опираясь на обобщенную модель Кельвина—Фойгта, записать следующие уравнения для определения p_1 :

$$\begin{aligned}
T_\sigma \dot{p}_1 &= -p_1 + k_0 x + k_0 T_\varepsilon \dot{x} \\
\text{при } |k_0 x T_\varepsilon - p_1 T_\sigma| &\leq (T_\varepsilon - T_\sigma) p_s; \\
T_\sigma \dot{p}_1 &= -\frac{T_\varepsilon - T_\sigma}{T_\varepsilon} (p_1 - p_s) + k_0 T_\varepsilon \dot{x} \\
\text{при } k_0 x T_\varepsilon - p_1 T_\sigma &> (T_\varepsilon - T_\sigma) p_s; \\
T_\sigma \dot{p}_1 &= -\frac{T_\varepsilon - T_\sigma}{T_\varepsilon} (p_1 + p_s) + k_0 T_\varepsilon \dot{x} \\
\text{при } k_0 x T_\varepsilon - p_1 T_\sigma &< -(T_\varepsilon - T_\sigma) p_s.
\end{aligned} \quad (8)$$

Здесь T_σ и T_ε — времена релаксации и ползучести; k_0 — длительный коэффициент податливости; p_s — предел текучести.

Для определения силы P_2 воспользуемся феноменологическим подходом. Будем считать, что имеет место следующие соотношение:

$$P_2 = 2\pi R x(t) p_2(t), \quad (9)$$

где p_2 — величина, интегральным образом характеризующая распределение касательных напряжений в точках боковой поверхности иглы, находящихся в контакте с фантомом.

Предполагая, что основной вклад в формирование касательных напряжений на боковой поверхности вносит сила типа сухого трения между фантомом и иглой, а также учитывая наличие релаксационных свойств у материала фантома, будем считать, что p_2 определяются следующим уравнением:

$$T_\tau \dot{p}_2 = -p_2 + \mu p_r \operatorname{sgn} \dot{x}, \quad (10)$$

где T_τ — характерное время релаксации касательных напряжений; μ — коэффициент сухого трения между тканью и поверхностью иглы; p_r — нормальное напряжение в точках боковой поверхности. Будем считать, что после достаточно короткого переходного процесса $p_r = p_s$.

Чтобы определить неизвестные параметры, входящие в уравнения (7)–(10), воспользуемся серией экспериментов, проведенных в Национальном университете Cheng Kung (NCKU, Тайвань). В ходе этих экспериментов стандартная игла для биопсии внедрялась в фантом мозга, представляющий собой прямой круговой цилиндр, изготовленный из раствора агар-агара (концентрация 0,6 %). Диаметр цилиндра был равен 153 мм, а высота — 50 мм. Внедре-

ние осуществлялось с постоянной скоростью v_f (реализовывались три различных значения: 0,5, 1 и 2 мм/с). Игла погружалась на определенную глубину x_f (5, 10 или 15 мм), после чего удерживалась на этой глубине неподвижно в течение 30 с. После этого игла извлекалась из фантома. В ходе экспериментов регистрировалось положение иглы, а также измерялась сила, действующая на иглу со стороны ткани и направленная вдоль оси иглы.

В результате обработки полученных экспериментальных данных были определены следующие значения параметров, обеспечивающие достаточно хорошее согласие расчетов в рамках предложенной модели (7)–(10) с измеренными значениями силы:

$$\begin{aligned}
k_0 &= 1,7 \cdot 10^6 \text{ Па/м}, p_s = 2500 \text{ Па}, T_\sigma = 0,3 \text{ с}, \\
T_\varepsilon &= 1 \text{ с}, T_\tau = 1,4 \text{ с}, \mu = 0,05, P_p = 0,15 \text{ Н}, \\
A &= 8900 \text{ Н/м}^2.
\end{aligned}$$

На рис. 3 представлено сравнение экспериментальных данных (серые кривые) и результатов расчета по модели (7)–(10) с указанными значениями параметров (черные линии) для двух различных экспериментов. Штриховой линией обозначено значение силы в конце этапа завершения релаксации, т. е. $\pi R^2 p_s$. Отметим, что эта величина не зависит ни от скорости, ни от глубины внедрения (как в расчете, так и в экспериментах).

Видно, что модель в целом обеспечивает достаточно хорошее согласие с экспериментальными данными. Будем далее пользоваться ею при построении управления движением иглы, т. е. в ситуации, когда движение иглы заранее не известно.

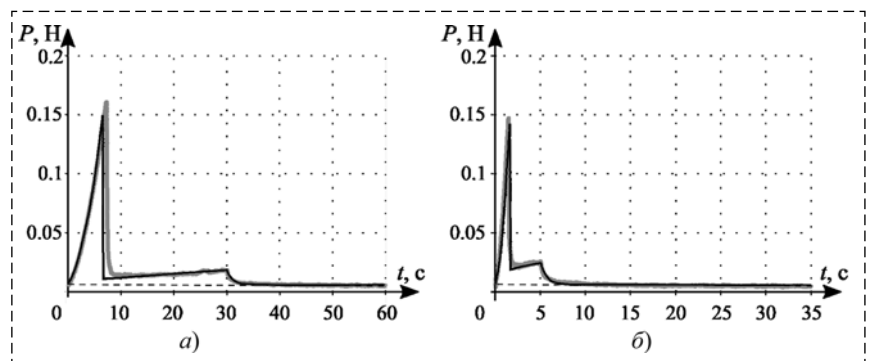


Рис. 3. Расчетная (черная кривая) и экспериментальная зависимость (серая кривая) силы P от времени:

a — $x_e = 15$ мм, $v_e = 0,5$ мм/с; b — $x_e = 10$ мм, $v_e = 2$ мм/с

Fig. 3. Calculated (black line) and experimental (grey line) time dependence of the force P :

a — $x_e = 15$ мм, $v_e = 0.5$ мм/с; b — $x_e = 10$ мм, $v_e = 2$ мм/с

Управление движением иглы путем задания частоты ПЭП

Сформируем замкнутую систему уравнений движения, описывающих динамику иглы с учетом сил, действующих на нее со стороны ПЭП и ткани. Дополним первое уравнение системы (1) уравнениями (5) и (7)–(10).

Будем строить управление движением иглы таким образом, чтобы обеспечить ее внедрение на целевую глубину x_t с последующей остановкой, причем скорость в процессе внедрения должна быть как можно ближе к некоторому целевому значению v_t . Вообще говоря, величины v_t и x_t определяются медицинскими соображениями с учетом особенностей конкретного пациента.

Перерегулирование как по положению, так и по скорости представляется нежелательным, поскольку оно может привести к излишнему травмированию пациента. Соответственно, представляется целесообразным выделить участок "активного" внедрения и участок торможения и использовать для них разные законы управления. С учетом вышесказанного построим управление с обратной связью по положению и скорости иглы следующим образом:

$$F_{c0} = \begin{cases} -mg \sin \alpha + K_1(\dot{x} - v_t) \operatorname{sgn}(x - x_t), \\ |x - x_t| \geq \beta x_t; \\ -mg \sin \alpha - K_2 \dot{x} - K_3(x - x_t), \\ |x - x_t| < \beta x_t. \end{cases} \quad (11)$$

Здесь $K_{1-3} > 0$ и $\beta > 0$ — некоторые коэффициенты. Величина β определяет границу между участками активного индентирования и торможения. Вообще говоря, этот коэффи-

циент должен зависеть от скорости, реализуемой на участке активного индентирования.

Управляющая сила формируется с помощью ПЭП, и необходимо учитывать, что ее значение ограничено:

$$F = \begin{cases} F_{\max}, & F_{c0} > F_{\max}; \\ F_{c0}, & F_{\min} \leq F_{c0} \leq F_{\max}; \\ F_{\min}, & F_{c0} < F_{\min}. \end{cases} \quad (12)$$

При этом следует учитывать, что с учетом результатов, описанных выше, значения максимальной и минимальной силы, развиваемой ПЭП, зависят от текущей скорости иглы. Вообще говоря, направление управляющей силы можно изменить, поменяв знак прикладываемого переменного напряжения. Кроме того, в некоторых ситуациях ее направление меняется при изменении частоты (см. рис. 2).

Проведем численное моделирование, чтобы оценить работоспособность предложенного алгоритма и влияние коэффициентов обратной связи на динамику системы. Отметим, что, поскольку сила F должна быть достаточно велика, чтобы обеспечить прокол при нулевом угле наклона направляющих, необходимо выполнение условия $K_1 > P_p/v_t$.

На рис. 4 проиллюстрировано влияние коэффициента K_1 на протекание процесса индентирования. Расчеты выполнялись при следующих значениях параметров: $m = 0,1$ кг, $K_2 = 50$ кг/с, $K_3 = 50$ кг/с², $\beta = 0,02$.

Наблюдаемые скачки по скорости происходят в момент прорыва пленки. Видно, что увеличение K_1 позволяет уменьшить отличие скорости в процессе внедрения от целевой и,

в частности, уменьшить скачок в момент прокола. Тем не менее, во всех случаях наблюдается некоторое уменьшение скорости со временем на первом этапе управления и сокращение общего времени процесса. Влияние коэффициентов K_2 и K_3 на скорость иглы на участке торможения проиллюстрировано на рис. 5 (см. вторую сторону обложки) (в расчетах принималось $K_1 = 500$ кг/с).

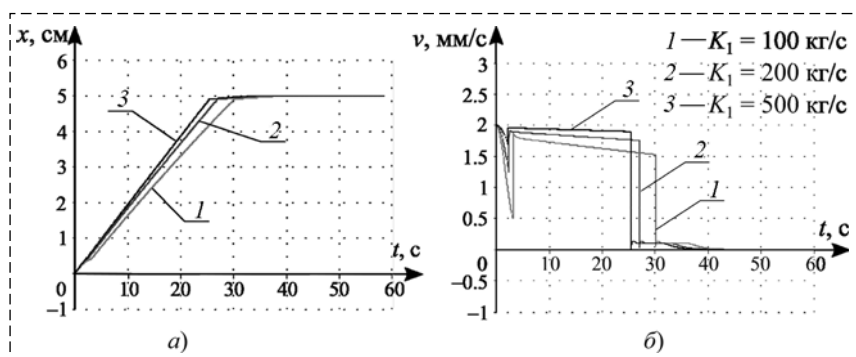


Рис. 4. Влияние коэффициента K_1 в управлении на процесс индентирования: а — зависимость глубины внедрения от времени; б — зависимость скорости внедрения от времени

Fig. 4. Effect of the coefficient K_1 in the control law upon the indentation process: а — indentation depth vs. time; б — indentation speed vs. time

перерегулирование возникает как при маленьких, так и при больших значениях этого коэффициента. На рис. 6 приведены зависимости от времени управляющей силы, развиваемой ПЭП, и соответствующей частоты f возбуждения при разных значениях угла α наклона иглы к горизонту.

Построенный закон управления обеспечивает одинаковые зависимости скорости, а значит, и положения иглы от времени независимо от угла наклона иглы (разумеется, при условии, что силы, развиваемой ПЭП, достаточно для того, чтобы скомпенсировать влияние силы тяжести).

Вообще, с ростом угла наклона основной задачей управления становится предотвращение ускоренного движения иглы под действием силы тяжести. Соответственно, для обеспечения целевой скорости необходимо достаточно тонкое управление частотой возбуждения ПЭП. Вопрос о влиянии ошибок, возникающих при этом, требует дополнительного анализа.

Заключение

Рассмотрена мехатронная система, осуществляющая индентирование иглы в ткань фантома головного мозга. Предложена феноменологическая модель, описывающая силу, действующую на иглу со стороны материала фантома. Управление движением иглы осуществляется с помощью пьезоэлектрического привода. Сформирован закон управления частотой возбуждения привода, предназначенный для внедрения иглы на целевую глубину с заданной скоростью. Показано, что предложенное управление обеспечивает достаточно хорошее согласие с целевыми параметрами и предотвращает возникновение перерегулирования по положению и/или скорости.

Список литературы

1. Poole E. I., McGavin J. J., Cochkanoff N. L., Crosby K. M. Stereotaxic surgery for implantation of guide cannulas for microinjection into the dorsomedial hypothalamus in young rats // *MethodsX*. 2019. Vol. 6. P. 1652–1659. <https://doi.org/10.1016/j.mex.2019.07.005>.

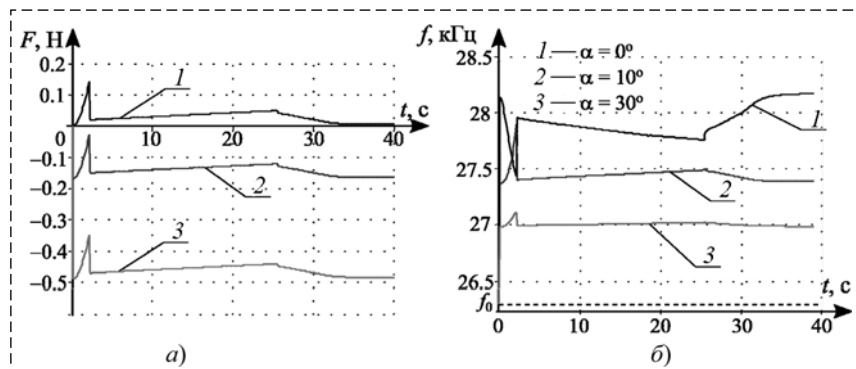


Рис. 6. Управление при различных значениях угла наклона иглы:

a — зависимость управляющей силы от времени; b — зависимость частоты возбуждения от времени

Fig. 6. Control for different values of the angle of inclination of the needle:

a — control force vs. time; b — excitation frequency vs. time

2. Glud A. N., Bech J., Tvilling L., Zaer H., Orłowski D., Fitting L. M., Ziedler D., Geneser M., Sangill R., Alstrup A. K. O., Bjarkam C. R., Sørensen J. C. H. A fiducial skull marker for precise MRI-based stereotaxic surgery in large animal models // *Journal of Neuroscience Methods*. 2017. Vol. 285. P. 45–48. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2017.04.017>.
3. 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. Vol. 124, N. 2. P. 354–357.
4. Yeh C.-H., Su F.-C., Shan Y.-S., Dosaev M., Selyutskiy Y., Goryacheva I., Ju M.-S. Application of piezoelectric actuator to simplified haptic feedback system // *Sensors and Actuators A: Physical*. 2020. Vol. 303. P. 111820. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.111820>.
5. Горячева И. Г., Досаев М. З., Селюцкий Ю. Д., Яковенко А. А., Hsiao C.-H., Huang C.-Yu., Ju M.-S., Yeh C.-H. Управление внедрением индентора в вязкоупругую ткань с использованием пьезоэлектрического привода // *Мехатроника, автоматизация, управление*. 2020. Т. 21, № 5. С. 304–311. <https://doi.org/10.17587/mau.21.304-311>.
6. 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. Vol. 19. N. 2. P. 755–764.
7. Lorenzo D. D., Momi 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. Vol. 7. N. 3. P. 268–275.
8. Mukhopadhyay S., Kumar J., Behera B. Low Operating Voltage based Piezoelectric Ultrasonic Actuator for Tactile System Applications // *Ferroelectrics*. 2021. Vol. 585. P. 1–15.
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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.05.009>.
11. 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. <https://doi.org/10.17587/mau.19.480-485>.
12. 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. Vol. 140. P. 106634. <https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2020.106634>.

13. Aranda-Lara L., Torres-García E., Oros-Pantoja R. Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of ^{99m}Tc // Open Journal of Radiology. 2014. Vol. 4. P. 44–52. <http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2014.41006>
14. Magsood H., Hadimani R. L. Development of anatomically accurate brain phantom for experimental validation of stimulation strengths during TMS // Materials Science and Engineering: C. 2021. Vol. 120. P. 111705. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111705>.
15. Ozkaya E., Triolo E. R., Rezayaraghi F., Abderezaei J., Meinhold W., Hong K., Alipour A., Kennedy P., Fleysler L., Ueda J., Balchandani P., Eriten M., Johnson C. L., Yang Y., Kurt M. Brain-mimicking phantom for biomechanical validation of motion sensitive MR imaging techniques // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2021. Vol. 122. P. 104680. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104680>.
16. Argatov I. An analytical solution of the rebound indentation problem for an isotropic linear viscoelastic layer loaded with a spherical punch // Acta Mech. 2012. Vol. 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. Vol. 38, N. 2. P. 138–143.
18. Yakovenko A. A., Lai Y.-X., Goryacheva I. G., Ju M.-S., Dosaev M. Z., Selyutskiy Y. D. Modelling and experimental study of the needle indentation into a brain phantom // International Journal of Non-Linear Mechanics. 2021. Vol. 137. P. 103832. <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2021.103832>.
19. 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. P. 115001. <https://doi.org/10.1063/1.4966251>.

Control of Indentation of a Needle into the Brain Phantom Tissue Using a Piezoelectric Drive

I. G. Goryacheva^{1, 2}, goryache@ipmnet.ru, M. Z. Dosaev¹, dosaev@imec.msu.ru,
Y. D. Selyutskiy¹, seliutski@imec.msu.ru, A. A. Yakovenko², dolgopup_13@mail.ru,
M.-S. Ju³, msju@mail.nsku.edu.tw, H.-R. Chang³, msju@mail.nsku.edu.tw,

¹Institute of Mechanics of Lomonosov Moscow State University, Moscow, 119192, Russian Federation,

²Ishlinsky Institute for Problems in Mechanics RAS, Moscow, 119526, Russian Federation,

³National Cheng Kung University, Tainan, 701, 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 November 2, 2021

Abstract

Currently, stereotaxic brain surgery is an actively developing branch of medicine. During these operations, a special needle is inserted into the brain through a hole in the skull. This needle is moved in the brain tissue so that its tip reaches a certain point, after which the necessary medical manipulation is performed (for example, taking a puncture). To ensure accurate positioning of the needle, it is advisable to monitor the process of such operations using the magnetic resonance imaging apparatus. This puts restrictions on the type of actuators that can be used to drive the needle. The paper considers the problem of controlling the penetration of a cylindrical needle into a phantom of the brain where the control force is generated using a piezoelectric drive (PED). To describe the interaction of the needle with the tissue, a phenomenological model is proposed, under which it is assumed that the phantom tissue is a viscoelastic and plastic material, and also demonstrates relaxation properties. When describing forces acting on the lateral surface of the needle from the side of the tissue, the presence of dry friction is taken into account. The proposed model contains a number of parameters that are identified based on experiments carried out at the NCKU (Taiwan). In these experiments, a standard biopsy needle was inserted into a phantom made from agar-agar solution, and the position of the needle and the force acting on it from the tissue were registered. It is shown that the experimental results are in good agreement with the calculations in the context of the model. An algorithm for controlling the needle by setting the frequency of excitation of the probe is proposed. The aim of the control is to introduce the needle to a given depth at a given constant speed, and then hold the needle at this depth. During the process, it is required to avoid overshooting in speed and position. Numerical simulation has been carried out. The effect of the feedback parameters on the nature of the process is investigated. It is shown that the proper choice of parameters allows for avoiding the overshooting.

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

Acknowledgements: The work is partially supported by RFBR (Project No. 19-58-52004) and the Ministry of Science and Technology of Taiwan (project MOST 108-2923-E-006-003-MY3).

For citation:

Goryacheva I. G., Dosaev M. Z., Selyutskiy Y. D., Yakovenko A. A., Ju M.-S., Chang H.-R. Control of Indentation of a Needle Into the Brain Phantom Tissue Using a Piezoelectric Drive, *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2022, vol. 23, no. 2, pp. 79–87.

DOI: 10.17587/mau.23.79-87

References

1. Poole E. I., McGavin J. J., Cochranoff N. L., Crosby K. M. Stereotaxic surgery for implantation of guide cannulas for microinjection into the dorsomedial hypothalamus in young rats, *MethodsX*, 2019, vol. 6, pp. 1652–1659, <https://doi.org/10.1016/j.mex.2019.07.005>.
2. Glud A. N., Bech J., Tvilling L., Zaer H., Orlowski D., Fitting L. M., Ziedler D., Geneser M., Sangill R., Alstrup A. K. O., Bjarkam C. R., Sørensen J. C. H. A fiducial skull marker for pre-

cise MRI-based stereotaxic surgery in large animal models, *Journal of Neuroscience Methods*, 2017, vol. 285, pp. 45–48, <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2017.04.017>.

3. 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, vol. 124, no. 2, pp. 354–357.

4. Yeh C.-H., Su F.-C., Shan Y.-S., Dosaev M., Selyutskiy Y., Goryacheva I., Ju M.-S. Application of piezoelectric actuator to simplified haptic feedback system, *Sensors and Actuators A: Physical*, 2020, vol. 303, pp. 111820, <https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.111820>.

5. Goryacheva I. G., Dosaev M. Z., Selyutskiy Y. 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 (in Russian), <https://doi.org/10.17587/mau.21.304-311>.

6. 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, vol. 19, no. 2, pp. 755–764.

7. Lorenzo D. D., Momi 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, vol. 7, no. 3, pp. 268–275.

8. Mukhopadhyay S., Kumar J., Behera B. Low Operating Voltage based Piezoelectric Ultrasonic Actuator for Tactile System Applications, *Ferroelectrics*, 2021, vol. 585, pp. 1–15.

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, pp. 287–288, <https://doi.org/10.1002/pamm.200910117>.

10. Mashimo T., Terashima K. Dynamic analysis of an ultrasonic motor using point contact model, *Sensors and Actuators A: Phys.*, 2015, Vol. 233, pp. 15–21, <https://doi.org/10.1016/j.sna.2015.05.009>.

11. 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), <https://doi.org/10.17587/mau.19.480-485>

12. 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, vol. 140, pp. 106634, <https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2020.106634>.

13. Aranda-Lara L., Torres-García E., Oros-Pantoja R. Biological Tissue Modeling with Agar Gel Phantom for Radiation Dosimetry of ^{99m}Tc, *Open Journal of Radiology*, 2014, vol. 4, pp. 44–52, <http://dx.doi.org/10.4236/ojrad.2014.41006>

14. Magsood H., Hadimani R. L. Development of anatomically accurate brain phantom for experimental validation of stimulation strengths during TMS, *Materials Science and Engineering: C*, 2021, vol. 120, pp. 111705, <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111705>.

15. Ozkaya E., Triolo E. R., Rezayaraghi F., Abderezaei J., Meinhold W., Hong K., Alipour A., Kennedy P., Fleysheer L., Ueda J., Balchandani P., Eriten M., Johnson C. L., Yang Y., Kurt M. Brain-mimicking phantom for biomechanical validation of motion sensitive MR imaging techniques, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, vol. 122, pp. 104680, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104680>.

16. Argatov I. An analytical solution of the rebound indentation problem for an isotropic linear viscoelastic layer loaded with a spherical punch, *Acta Mech.*, 2012, vol. 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, vol. 38, no. 2, pp. 138–143.

18. Yakovenko A. A., Lai Y.-X., Goryacheva I. G., Ju M.-S., Dosaev M. Z., Selyutskiy Y. D. Modelling and experimental study of the needle indentation into a brain phantom, *International Journal of Non-Linear Mechanics*, 2021, vol. 137, pp. 103832, <https://doi.org/10.1016/j.ijnonlinmec.2021.103832>.

19. 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, pp. 115001, <https://doi.org/10.1063/1.4966251>.

cnews
CONFERENCES

5 апреля 2022 г., Москва

Конференция

ИТ в промышленности: от автоматизации к цифровизации

Основные проблемы

- Интернет вещей как основа «Индустрии 4.0»
- Видеоаналитика и машинное зрение: кейсы
- Большие данные и машинное обучение
- Использование роботов
- Искусственный интеллект
- Применения технологий дополненной реальности

Контактная информация

+7 (495) 500-00-36, доб. 9401, 9402, 9403, 9404
events@cnews.ru