

Подбор коэффициентов для двухмерной модели, описывающей отклонение кончика иглы от прямолинейного движения в тканях человека

В.Г. Дружинин, В.А. Морозов

vasily.dr.mob@gmail.com, v.morozov@spbu.ru

Санкт-Петербургский государственный университет

Ключевые слова: брахитерапия, отклонение иглы.

В настоящее время в медицине для выполнения операций применяются робототехнические комплексы. Процедура брахитерапии проводится посредством внедрения микроисточников радиоизлучения в предстательную железу.

Из-за своих геометрических особенностей и прилагаемых нагрузок в процессе выполнения операции игла деформируется, что приводит к отклонению иглы от прямолинейного движения.

Таким образом, необходимо разработать модель, которая позволяет прогнозировать и корректировать движение иглы в тканях человека. Предметом исследования является процесс отклонения медицинской инъекционной иглы при движении в тканях человека. Предложен новый способ моделирования воздействия окружающей среды на медицинскую инъекционную иглу в процессе ее движения в мягких тканях. С помощью данного подхода разработана модель и реализована в виде программы в Matlab. Рассматривается уравнение равновесия сил при движении иглы [1]:

$$\vec{F}_{needle} = \vec{F}_t + \vec{F}_f + \vec{w}(x), \quad (1)$$

где \vec{F}_t — сила, действующая на кончик иглы, \vec{F}_f — сила трения, $\vec{w}(x)$ — распределенная нагрузка, \vec{F}_{needle} — сила с которой внедряется игла. В данной работе будет рассмотрена задача в следующей постановке:

$$\vec{F}_{needle} = \vec{F}_t. \quad (2)$$

Для решения поставленной задачи отклонение кончика и угол отклонения будем рассчитывать по формулам [1]:

$$y_n = Fl(t)^3 / 3EJ_x, \quad (3)$$

$$\theta = Fl(t)^2 / 2EJ_x, \quad (4)$$

где n — текущая итерация моделирования, y_n — отклонение кончика иглы, на текущем шаге времени, F — сила действующая на кончик иглы, J_x — осевой

момент инерции, $l(t)$ — длина иглы, находящаяся в тканях человека, t — время, E — модуль Юнга, θ — угол отклонения.

Для моделирования внешней силы F при перемещении иглы в тканях человека будет использована сила лобового сопротивления

$$F = C(\rho v^2/2)S, \quad (5)$$

где C — коэффициент сопротивления, ρ — плотность, v — скорость перемещения иглы, S — характерная площадь тела, $S = V^{(2/3)}$, где V — объем тела.

Для расчета смещения иглы по выражениям (3) и (4) необходимо учитывать проекцию силы F на ось иглы. В данной постановке задачи по предложенным выражениям (3), (4), (5), будем рассчитывать отклонение итерационно, суммируя его с предыдущими шагами. Тем самым будет сохраняться отклонение на каждом шаге моделирования:

$$y_{all} = \sum_1^{n-1} y_n, \quad (6)$$

где n — текущая итерация моделирования, y_{all} — суммарное отклонение иглы при ее движении в тканях человека, y_n — отклонение кончика иглы, на текущем шаге времени.

Результаты моделирования по двухмерной модели с постоянным коэффициентом C , взятым из справочника, показали достаточно большие погрешности. Исходя из этого, данный коэффициент будем представлять в виде некоторой функциональной зависимости от скорости перемещения иглы, построенной на основе экспериментальных данных, что позволило бы обеспечить минимальные ошибки при моделировании:

$$C = 2.2293 \cdot 10^{11} v^6 - 2.5517 \cdot 10^{10} v^5 + 1.788 \cdot 10^9 v^4 - 2.8053 \cdot 10^7 v^3 + 3.6420 \cdot 10^5 v^2 - 2.4583 \cdot 10^3 v + 7.4299. \quad (7)$$

Далее с помощью этого коэффициента будет проведено моделирование и сравнены результаты с экспериментальными данными. Использование коэффициента, который зависит от скорости внедрения иглы, намного эффективнее, чем постоянного коэффициента из справочного материала. При моделировании с применением выражения (7) погрешности определения отклонения иглы не превышают значения 0.0176 мм относительно экспериментальных данных.

Литература

- [1] В.Г. Дружинин, В.А. Морозов, С.А. Никитин, В.В. Харламов. Модель Отклонения медицинской иглы при движении в тканях человека //Российский журнал биомеханики выпуск 4 2018 С 459-472.