

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОЗНЫХ НАРУШЕНИЙ БОЛЬНОГО ПРИ RECTUS-СИНДРОМЕ

П.А. Кручинин

Механико-математический факультет Московского Государственного Университета
им. М.В.Ломоносова, г. Москва, Россия

Доклад посвящен вопросам моделирования позы больных с нарушениями нервной системы. В качестве примера рассмотрен rectus-синдром – нарушение, при котором вследствие дополнительной иннервации напряжена прямая мышца бедра - rectus. Поза определяется с учетом того, что нервная система вырабатывает командные сигналы (нервные импульсы) мышцам с целью вертикализации положения туловища больного (центр масс расположен над стопой и туловище вертикально).

Математическое моделирование позы и движений человека с нарушениями системы регуляции движений представляется достаточно важной и чрезвычайно сложной задачей биомеханики. В ходе решения этой задачи необходимо моделировать особенности управляющих сигналов поступающих со стороны нервной системы. Попытки максимально точно отобразить особенности функционирования системы управления с использованием технологии нейронных сетей [1] до настоящего времени не дают удобного инструмента, позволяющего прогнозировать изменение позы или походки в результате оперативного вмешательства. В связи с этим представляется целесообразным моделирование основных особенностей позы и движения больных с помощью упрощенных структурных моделей и «грубых» предположений о целях и свойствах управления мышечными усилиями. В настоящей статье приводится пример математического моделирования позы больного с симптомокомплексом типа rectus-синдрома. Больные с rectus-синдромом относятся к группе больных с заболеваниями типа детского церебрального паралича и характеризуются повышенным тонусом прямой мышцы бедра [2, 3]. Клиническими проявлениями гипертонуса этой мышцы являются наклон таза, компенсаторный гиперлордоз и вторичная флексия либо экстензия коленных суставов. Рассмотрим модель призванную описать наиболее распространенный вариант со-

хранения вертикальной позы у таких больных: относительно вертикальная поза на полусогнутых конечностях со слабо выраженными лордозом и наклоном таза (см. рис.1).

Опишем положение корпуса человека в проекции на саггитальную плоскость. Рассмотрим традиционную плоскую трехзвенную антропоморфную схему скелетного многозвенника: стопа, голень, бедро, корпус (рис. 2). Голова и руки считаются неподвижными относительно корпуса, моделируемого твердым телом массой m , стопа неподвижна. Обозначим через O_1, O_2, O_3 центры вращения соответственно голеностопного, коленного и тазобедренного суставов, через $O_1O_2=L_1, O_2O_3=L_2$ длины голени и бедра, $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3$ – углы поворотов звеньев относительно неподвижной системы координат O_1XYZ , связанной со стопой, через $\psi_1 = \varphi_1, \psi_2 = \varphi_2 - \varphi_1, \psi_3 = \varphi_3 - \varphi_2$ – углы относительных поворотов. На рис. 3 представлена расчетная модель основных двухсуставных мышц-антагонистов. На рисунке сплошными линиями изображены абсолютно жесткие элементы скелета и сухожильные окончания мышц, моделируемые нерастяжимыми нитями. Деформируемые, силовые элементы мышц изображены пунктиром. На рисунке обозначены также углы и линейные размеры, использованные для описания особенностей крепления мышц. Будем предполагать, что двухсуставные мышцы играют ведущую роль в формировании позы.

Уравнения равновесия для приведенной структурной схемы выведены в [4, 5] и имеют вид:

$$\begin{aligned} -mgx_c + M_{\psi_1} + M_1 &= 0 \\ -mga_c \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 + \alpha_c) + M_{\psi_3} + M_3 &= 0 \\ -mg[L_2 \cos(\psi_1 + \psi_2) + a_c \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 + \alpha_c)] + M_{\psi_2} + M_2 &= 0, \end{aligned} \quad (1)$$



Рисунок 1. Характерная поза больного при rectus-синдроме
(фото из архива д.м.н. А.М. Журавлева)

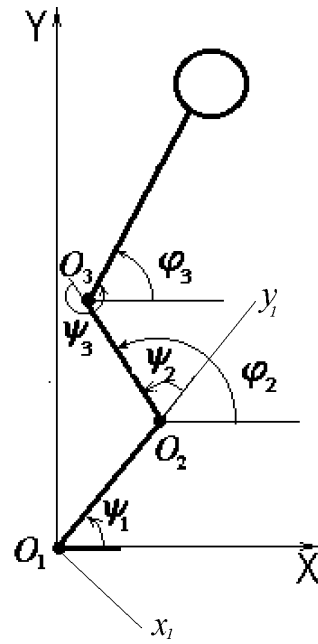


Рисунок 2. Обобщенные координаты для описания позы.

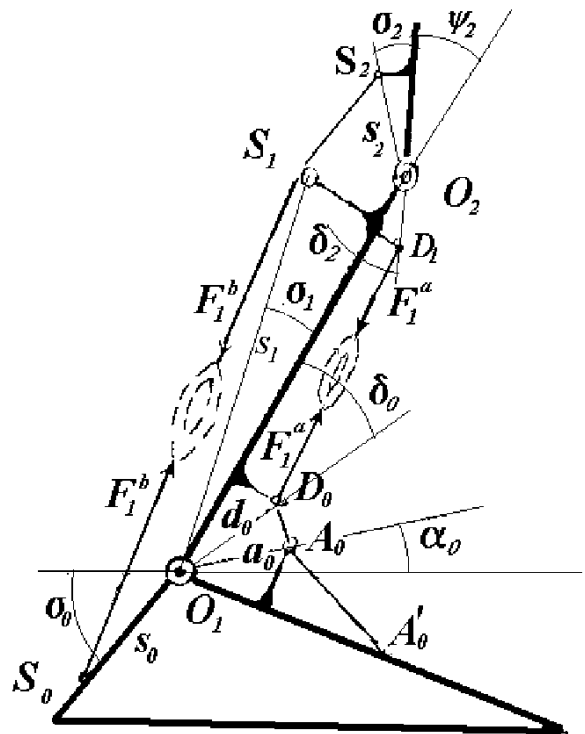
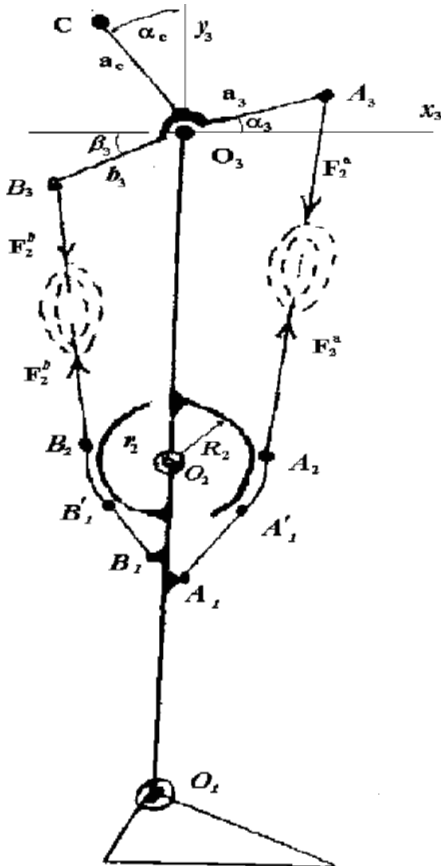


Рисунок 3. Приближенная схема крепления двухсуставных мышц

$$\text{где } x_c = L_1 \cos \psi_1 + L_2 \cos(\psi_1 + \psi_2) + a_c \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 + \alpha_c) \quad (2)$$

– координата центра масс C ; M_1, M_2, M_3 – моменты, создаваемые односуставными мышцами

$$M_{\psi_1} = -F_1^a \frac{a_0 d_0}{|A_0 D_0|} \sin(\psi_1 - \alpha_0 - \delta_0) + F_1^b s_0 \sin(\psi_1 - \sigma_0 - \sigma_1);$$

$$M_{\psi_2} = -F_2^a R_2 + F_2^b r_2 + F_1^b \frac{S_2}{L_1} [A_1 \sin(\psi_2 + \sigma_2) + L_1 \sin \sigma_1 \cos(\psi_2 + \sigma_2)]; \quad (3)$$

$$M_{\psi_3} = -F_2^a a_3 \cos(\psi_3 + \alpha_3) + F_2^b b_3 \cos(\psi_3 + \beta_3).$$

В эти выражения входят четыре силы $F_1^a, F_1^b, F_2^a, F_2^b$ развиваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени. Далее учтем, что для удержания вертикальной позы человеком характерно положение центра масс смещенное вперед по отношению к оси голеностопного сустава [6]. При таком положении будем предпола-

$$F(l, \lambda) = \begin{cases} 0, & n p u l < \lambda \\ K(l - \lambda), & n p u l \geq \lambda, \end{cases} \quad (4)$$

где $K = const$ – крутизна характеристики (величина этой крутизны определяется так называемым стретч-эффектом – иннервацией мышечных волокон за счет внутримышечных обратных связей); l – сдвиг нуля характеристики (оп-

ределяется высшими отделами нервной системы и является управляющим параметром силы мышцы).

Соотношения для длин указанных двухсуставных мышц имеют вид

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

Для моделирования усилий остальных групп мышц воспользуемся моделью мышечной силы из [7]. Идеализированная статическая зависимость силы F от длины l мышцы записывается в виде

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

Для моделирования усилий остальных групп мышц воспользуемся моделью мышечной силы из [7]. Идеализированная статическая зависимость силы F от длины l мышцы записывается в виде

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

Для моделирования усилий остальных групп мышц воспользуемся моделью мышечной силы из [7]. Идеализированная статическая зависимость силы F от длины l мышцы записывается в виде

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

Для моделирования усилий остальных групп мышц воспользуемся моделью мышечной силы из [7]. Идеализированная статическая зависимость силы F от длины l мышцы записывается в виде

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

Для моделирования усилий остальных групп мышц воспользуемся моделью мышечной силы из [7]. Идеализированная статическая зависимость силы F от длины l мышцы записывается в виде

где l_1^b, l_2^a, l_2^b – длины мышц, создаваемые группами двухсуставных мышц бедра и голени.

$$l_1^b = \sqrt{s_1^2 + s_0^2 - 2s_0 s_1 \cos(\pi + \sigma_0 - \sigma_1 - \psi_1)} + \sqrt{s_2^2 + O_2 S_1^2 - 2s_2 O_2 S_1 \cos(\pi - \psi_2 - \sigma_2 - \angle S_1 O_2 O_1)}; \\ l_2^a = \sqrt{L_2^2 + a_3^2 + 2L_2 a_3 \sin(\psi_3 + \alpha_3) - R_2^2} + R_2(\psi_2 - \gamma_{23}^a); \quad (5)$$

$$l_2^b = \sqrt{L_2^2 + b_3^2 + 2L_2 b_3 \sin(\psi_3 + \beta_3) - r_2^2} - r_2(\psi_2 - \gamma_{23}^b),$$

$$\text{где } \gamma_{23}^a = \arccos \left[\frac{R_2}{\sqrt{L_2^2 + a_3^2 + 2L_2 a_3 \sin(\psi_3 + \alpha_3)}} \right] + \arctan \left[\frac{a_3 \cos(\psi_3 + \alpha_3)}{L_2 + a_3 \sin(\psi_3 + \alpha_3)} \right];$$

$$\gamma_{23}^b = \arctan \left[\frac{\sqrt{L_2^2 + b_3^2 - 2L_2 b_3 \sin(\psi_3 + \beta_3) - r_2^2}}{r_2} \right] + \arcsin \left[\frac{b_3 \cos(\psi_3 + \beta_3)}{\sqrt{L_2^2 + b_3^2 - 2L_2 b_3 \sin(\psi_3 + \beta_3)}} \right];$$

$$O_2 S_1 = \sqrt{s_1^2 + L_1^2 - 2s_1 L_1 \cos \sigma_1}.$$

Соотношения (1)–(5) образуют систему уравнений, описывающих взаимосвязь сил двухсуставных мышц F_1^b, F_2^a, F_2^b , моментов односуставных мышц M_1, M_2, M_3 , углов скелетного многосвязника ψ_1, ψ_2, ψ_3 , и параметров управления мышечными усилиями двухсуставных мышц

$\lambda_1^b, \lambda_2^a, \lambda_2^b$. Для моделирования позы больного при rectus-синдроме будем считать, что λ_2^a определяется патологическим нервным импульсом. Клинический опыт [2, 3] показывает, что величина λ_2^a для больного меньше длины rectus'a здорового человека в вертикальной стойке с вып-

рямленными ногами приблизительно на 4 см. Прочие переменные $\psi_1, \psi_2, \psi_3, \lambda_1^b, \lambda_2^b, M_1, M_2, M_3$ при описании позы больного считаем неизвест-

ными. Для описания позы примем следующие предположения и запишем соответствующие им соотношения.

1. Центр масс больного находится над голеностопным суставом (реальное его смещение на несколько сантиметров вперед сравнимо с погрешностями моделирования и не учитывалось)

$$x_c = L_1 \cos \psi_1 + L_2 \cos(\psi_1 + \psi_2) + a_c \cos(\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 + \alpha_c). \quad (6)$$

2. Корпус удерживается в вертикальном положении

$$\psi_1 + \psi_2 + \psi_3 = \frac{\pi}{2} \quad (7)$$

3. Сумма квадратов моментов односуставных мышц минимальна

$$M_1^2 + M_2^2 + M_3^2 \rightarrow \min \quad (8)$$

Это предположение принято для определенности как наиболее традиционное (см. например [8]). Принципиально возможна минимизация и других функционалов.

Первые два предположения подтверждаются анализом клинических данных. Их подтверждением может служить также фото, приведенное на рис. 1.

Задача решалась численно средствами пакета MATLAB 5.2 для следующих значений параметров: $m = 50$ кг, $\sigma_0 = \pi/4$, $\sigma_1 = 2^\circ$, $\sigma_2 = 2,5^\circ$, $s_0 = 7$ см, $s_1 = 37$ см, $s_2 = 3$ см, $L_1 = 37$ см, $L_2 = 40$ см, $R_2 = 5$ см, $r_2 = 3$ см, $a_3 = 6,5$ см, $b_3 = 8,5$ см, $\beta_3 = 50^\circ$, $\beta_3 = 70^\circ$, $a_c = 10$ см, $b_c = 0$, $K = 50$ кН/м.

Эти значения параметров приближенно соответствуют человеку с ростом 150 см. среднего телосложения. Значение λ_2^a принималось равным

$$\lambda_2^a = l_2^{a(0)} - 4 \text{ см},$$

где $l_2^{a(0)}$ – длина прямой мышцы бедра в выпрямленной вертикальной стойке для здорового человека ($\psi_1 = 90^\circ$, $\psi_2 = \psi_3 = 0$). Полученные в результате решения задачи (1)–(8) значения углов приведены в таблице 1. В этой же таблице при-

ведены значения этих же углов для двух больных, полученные в результате измерений проведенных по фотографиям, предоставленным автору хирургом А.М. Журавлевым.

Таблица 1

	Модель	Больной 1	Больной 2
ψ^1	64°	77°	56°
ψ^2	50°	34°	64°
ψ^3	-24°	-19°	-41°

Анализ этих значений показывает, что приведенная модель удовлетворительно описывает качественные особенности удержания позы больным с rectus-синдромом. Заметим также, что снятие требования о вертикальном положении корпуса больного при моделировании ведет к выпрямлению колен моделирующего многозвенника, и сохраняет угол в тазобедренном суставе в районе 23° , что коррелируется с известными состояниями части больных, склонных к глубокому лордозу позвоночника в «вертикальной стойке». Таким образом, численно подтверждается предположение А.М. Журавлева о том, что Z-образная стойка больного вызвана стремлением больного держать вертикально спину, избегая глубокого лордоза.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (Грант № 02-01-00774) и программы Университеты России.

Литература

1. Morris A.R., Naumann S., D'Eleuterio G.M.T., Wedge J. Simulating Cerebral Palsy Lokomotion for Surgery. // VII-th International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics. – Calgary, Canada. –1999.
2. Журавлев А.М. и др. Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе. – Ереван: Айастан. 1986.
3. Перхурова И.С. и др. Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции. – М.: Книжная палата, 1996.
4. Новожилов И.В. и др. Математическое моделирова-

ние сгибательно-разгибательных движений нижних конечностей при изменении вертикальной позы человека. // Изд-во мех-мат ф-та МГУ, М., 2001.

5. Копылов И.А., Кручинин П.А., Новожилов И.В. О реализуемости движений по Н.А.Бернштейну // Известия РАН. МТТ. Принято к публикации.
6. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука. 1965.
7. Фельдман А.Г. Центральные и рефлекторные механизмы управления. – М.: Наука. 1979.
8. Sotin A.V., Akulich Yu.A., Podgayets R.M. The calculation of loads acting on the femur during normal human walking // Russian Journal of Biomechanics. – 2000. – N 1.

Контактная информация: Кручинин Павел Анатольевич, E-mail: kruch@mech.math.msu.su