

УДК 681.2(61) : 338 : 617.58

# КОМПЛЕКСНОЕ ПОЭТАПНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ПРИ ОЦЕНКЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ И НАСТРОЙКЕ ПРОТЕЗА НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

**Л. М. Смирнова,**

канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник  
ФГУ «Санкт-Петербургский научно-практический центр медико-социальной экспертизы,  
протезирования и реабилитации инвалидов им. Г. А. Альбрехта»

Представлен анализ свойств и характеристик биотехнической системы «пациент — протез — среда», которые необходимо учитывать при оценке эффективности и индивидуальной настройке протеза нижней конечности. Рассмотрены различные методы анализа движения человека и определены их возможности для моделирования биотехнических систем данного класса. Обоснована необходимость поэтапного комплексного моделирования таких систем с использованием этих методов.

**Ключевые слова** — биотехническая система, оценка эффективности, моделирование, протезирование нижней конечности.

## Введение

Объективизация оценки состояния и индивидуальная настройка биотехнической системы (БТС) «пациент—протез—среда» является одним из необходимых шагов на пути повышения качества протезирования после ампутации нижней конечности и залогом успешной реабилитации данного контингента инвалидов.

В технологическом процессе протезирования основным способом управления качеством БТС служит изменение параметров протеза на основе зависимостей между характеристиками БТС и показателями ее функциональной эффективности — параметрами локомоций и связанными с их выполнением параметрами состояния пациента [1–4]. Одним из первых этапов решения этой задачи является анализ возможностей выделяемых в биомеханике движения «механического» («механистического»), анатомо-функционального и физиологического методов [5] и обоснование метода моделирования БТС «пациент—протез—среда», пригодного для практического использования при оценке эффективности и индивидуальной настройке протеза в технологическом процессе протезирования.

## Структура и свойства БТС

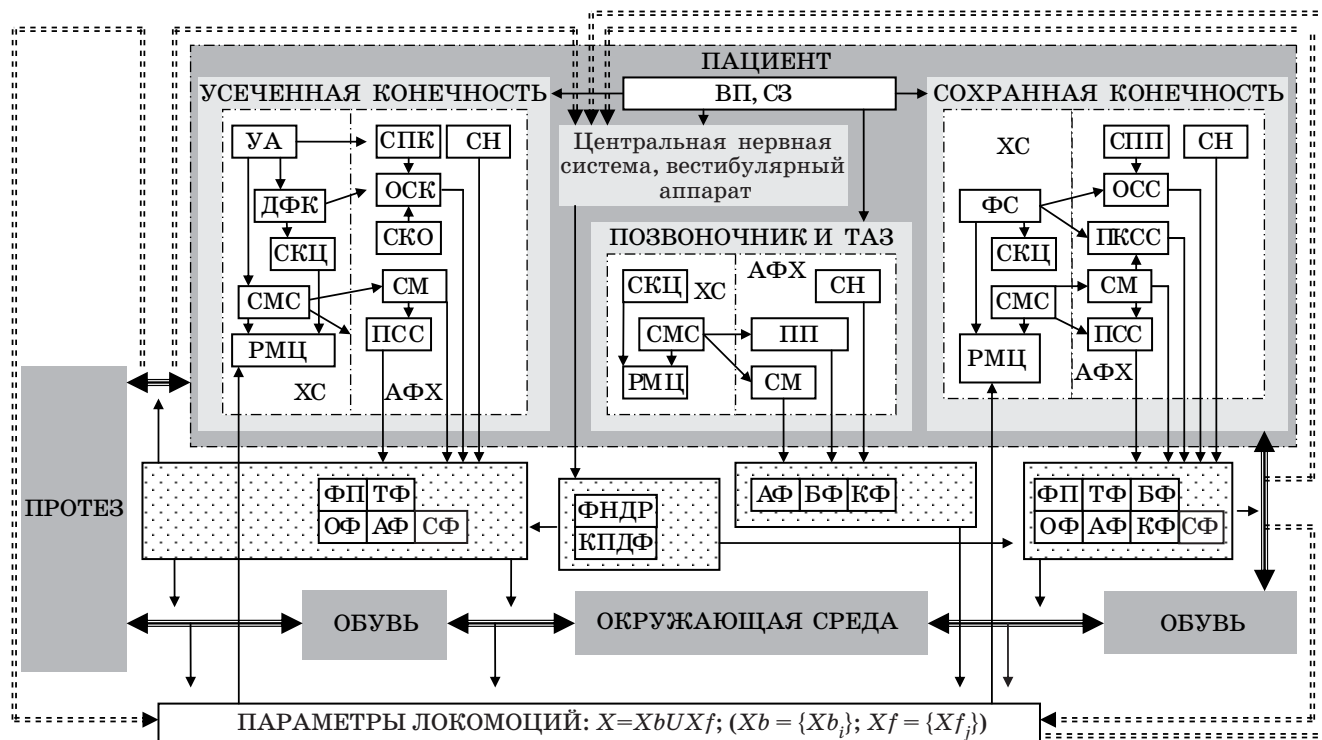
Функциональная эффективность ( $E = \{E_j\}$ ) БТС «пациент—протез—среда» определяется через результат взаимодействия входящих в нее подсистем: пациента ( $\Pi = \{\Pi_j\}$ ), технического средства реабилитации — протеза ( $T = \{T_k\}$ ), обуви ( $O = \{O_l\}$ ), среды передвижения ( $C = \{C_m\}$ ) (и средств дополнительной опоры, если передвижение без них невозможно). Объединенные в структуре БТС общей целевой функцией, эти подсистемы имеют принципиально различные свойства и законы функционирования: детерминированные — для технической части системы (ТС) и недетерминированные — для биологической системы (БС). При этом особенностью рассматриваемой БТС по отношению ко многим видам систем эргатического типа является то, что, с одной стороны, между БС и ТС имеется выраженное физическое взаимодействие, а с другой стороны, оператор ТС — это инвалид с ограниченными физическими возможностями и нарушенными механизмами сенсорной коррекции локомоций вследствие ампутации, что часто сопровождается также психофизиологическими отклонениями. Это требует особого подхода к моделированию БТС данного типа.

■ Основные характеристики БС, влияющие на качество локомоций

Характеристики		Системы и элементы БС			
		Конечность		Позвоночник и таз	Центральная нервная система и вестибулярный аппарат
Тип	Наименование	усеченная	сохранная		
ХС — характеристики структуры	Уровень Ампутации	УА			
	Длина и Форма Культы	ДФК			
	Форма/деформация Стопы		ФС		
	Структура Кинематической Цепи	СКЦ	СКЦ	СКЦ	
	Структура Мышечно-Связочного аппарата	СМС	СМС	СМС	
	Распределение Масс в кинематической цепи	РМЦ	РМЦ	РМЦ	
АФХ — анатомо-функциональные характеристики и функции	Состояние опорной Поверхности Культы	СПК			
	Состояние Костного Опила культы	СКО			
	ОпороСпособность Культы	ОСК			
	Состояние Плантарной Поверхности стопы		СПП		
	ОпороСпособность Стопы		ОСС		
	Подвижность Костей (объем и свобода движения) и Состояние Связок стопы		ПКСС		
	Подвижность и Стабильность Суставов	ПСС	ПСС		
	Подвижность (объем и свобода движения) Позвоночника			ПП	
	Состояние Мышц — сила, тонус и выносливость	СМ	СМ	СМ	
	Состояние Нейрорецепторного аппарата	СН	СН	СН	
	Сенсорная Функция	СФ	СФ		
	Опорная Функция	ОФ	ОФ		
	Амортизационная Функция	АФ	АФ	АФ	
	Толчковая Функция	ТФ	ТФ		
	Балансировочная Функция		БФ	БФ	
	Функция Переноса конечности над опорой	ФП	ФП		
Компенсаторная Функция		КФ	КФ		
ФХ — физиологические характеристики и функции	Функции Непроизвольной Двигательной Реакции — непроизвольных сокращений больших мышц или всего тела, вызванных положением тела, равновесием и угрожающими стимулами				ФНДР
	Контроль Произвольных Двигательных Функций — функции, связанные с контролем и координацией простых и сложных произвольных движений				КПДФ
	Сопутствующие Заболевания				СЗ
	Возраст Пациента				ВП

В рассматриваемой БТС следует различать влияющие на качество выполнения локомоций механические характеристики ТС и характеристики различных свойств БС: антропометрические — структурные, анатомо-функциональные, физиологические, а также функции, участвующие

в исполнении и организации локомоций и относящиеся к организму в целом или к отдельным его подсистемам и элементам: центральной нервной системе и вестибулярному аппарату, усеченной и сохранной конечностям, комплексу позвоночника и таза (см. таблицу и рисунок).



■ Основные характеристики БТС «пациент—протез—обувь—среда»:  $\longleftrightarrow$  — физические связи;  $\dashrightarrow$  — информационные связи;  $\rightarrow$  — причинно-следственные связи (обозначения см. в таблице)

### Методы моделирования БТС

Движение сегментов БТС можно рассматривать с позиций «механического» направления — на базе законов механики, представляя их как «абсолютно» твердые тела с сосредоточенной массой. С этой целью могут использоваться системы уравнений Лагранжа, Эйлера—Ньютона или Гамильтона [5], в частности:

$$x''(t) = f(x(t), x'(t)) + Q(t),$$

где  $x(t)$ ,  $x'(t)$ ,  $x''(t)$  —  $m$ -мерные векторы угловых координат, скоростей и ускорений в суставах-шарнирах модели БТС;  $Q(t)$  —  $m$ -мерный вектор моментов, управляющих движением и действующих относительно каждой степени свободы в БТС.

В этом случае модель движения может быть представлена в математическом виде, определяющем зависимости между механическими характеристиками ТС, характеристиками структуры (ХС) БС (см. таблицу и рисунок) и биомеханическими параметрами движения  $Xb = \{Xb_i\}$  — критериями оценки  $Ke = \{Ke_m\}$  функциональной эффективности протеза  $E$  по соответствующим показателям  $\{E_j\}$ :

$$Ke = f(\{T_k\}, \{O_j\}, \{C_m\}, \{P_j\}); \{Ke_m\} \rightarrow \{E_j\}.$$

Однако подобные модели не затрагивают анатомических и функциональных особенностей БС, определяющих параметры локомоций, и не учитывают миграцию центров масс в кинематической цепи при движении.

Частично это решается методами анатомо-функционального направления, учитывающими, в частности, характеристики состояния мышц и суставов, определяющие векторы моментов  $Q(t)$ , за счет которых осуществляется движение:

$$Q(t) = D(x(t))F(t) + P(x(t)),$$

где  $D(x(t))$  — матрица  $m \times n$  преобразования сил мышц в управляющий момент в суставе (элементы матрицы представляют собой плечи тяги мышц относительно осей вращения суставов и определяются по расположению мышц относительно суставов);  $P(x(t))$  —  $m$ -мерный вектор моментов пассивного сопротивления в суставах, элементы которого отражают действия связок, хрящей и костных ограничителей движения в суставах;  $F(t)$  —  $n$ -мерный вектор всех мышечных сил.

Следует заметить, что система включает  $m$  уравнений (по числу степеней свободы) и  $n$  неизвестных (характеризующих силу мышц), и  $n > m$ . То есть, если использовать моменты в суставах, то это приведет к неопределенности результатов,

так как двигательная единица может быть выполнена бесчисленным количеством вариантов мышечных усилий. Если использовать данные о силе мышц, то система уравнений усложняется и, кроме того, определение этих сил, например измерением потенциала мышц, на практике не представляется реальным. Тем более сложно учесть нелинейность изменения физических свойств мышц и перераспределение напряжения мышечного массива при движении, обмен энергии между сегментами опорно-двигательного аппарата (ОДА). Но основной проблемой является то, что данные методы позволяют учесть только роль исполнительного механизма в формировании движения, но не процессов управления им, так как не касаются свойств БТС, зависящих от состояния центральной нервной системы, вестибулярного аппарата, проприоцептивных и сенсорных анализаторов пациента и информационных связей в БТС [6, 7].

Рассмотрение этих аспектов возможно с позиций физиологического направления анализа движения. Однако построенные при этом модели являются вербальными, так как многие из физиологических характеристик БС не могут быть измерены и верифицированы: реакции на внешние воздействия, измененные нарушениями проприоцептивных рецепторов; функции произвольных движений, зависящие как от состояния центральной нервной системы, вестибулярного аппарата и нервно-мышечного комплекса, так и от навыков пользования протезом и целевой установки пациента на качественное выполнение двигательной задачи, объективности оценки им результатов протезирования. Поведение такой стохастической саморегулирующейся системы, какой является организм человека, возможно по множеству вариантов решения, ее отклик на изменение внутренних и внешних факторов ( $Y = \{Y_1, \dots, Y_i, \dots, Y_n, t_n\}$ ) можно предположить только вероятностно. Поэтому модели БТС существенно отличаются как для разных классов этих систем, определяемых, в частности, уровнем утраты при ампутации структур ОДА и используемым типом протеза, так и внутри этих классов. Это свойство обуславливает необходимость уточнять модель БТС для каждого пациента экспериментально по принципу «черного ящика», определяя зависимости между входными и выходными факторами БТС без рассмотрения происходящих в ней физических процессов.

Модель может быть представлена в виде полинома различной степени:

$$X_j = b_0 + \sum_{i=1}^k b_i y_i, \quad X_j = b_0 + \sum_{i=1}^k b_i y_i + \sum_{i \leq j}^k b_{ij} y_i y_j,$$

$$X_j = b_0 + \sum_{i=1}^k b_i y_i + \sum_{i=1}^k b_{ii} y_i^2 + \sum_{i \leq j}^k b_{ij} y_i y_j,$$

где  $X_j$  — прогнозируемое значение параметра;  $i$  — порядковый номер фактора,  $i = 1, 2, \dots, k$ ;  $k$  — число факторов;  $y_i, y_j$  — кодированные значения факторов  $Y_i, Y_j$ ;  $b_0$  — свободный член;  $b_i, b_{ii}, b_{ij}$  — коэффициенты линейных эффектов, квадратичных эффектов и эффектов взаимодействия факторов  $Y_i$  и  $Y_j$ .

Однако такое построение модели БТС требует большого количества реализаций из-за нелинейности зависимостей между ее характеристиками и их влиянием на показатели эффективности системы, а также их многосвязности — изменение одного из параметров может оказывать воздействие сразу на несколько критериев оценки показателей и наоборот — один критерий может зависеть от многих параметров. На практике реализовать такие исследования сложно ввиду наличия у данного контингента пациентов ограничений возможности передвижения, быстро нарастающей усталости, утомления и, часто, болевых ощущений при ходьбе на протезе.

### Комплексное поэтапное моделирование БТС

Таким образом, присущие БТС «пациент—протез—среда» свойства являются причиной того, что ни одно из направлений, классически выделяемых в биомеханике движения человека, не является достаточным для оценки функциональной эффективности и индивидуальной настройки протеза на этапе пробной носки изделия. Решением может быть комплексное поэтапное моделирование БТС. По сравнению с известным методом поэтапного комплексного моделирования БТС «оператор—ЭВМ» [8], предлагаемый метод отличается, прежде всего, тем, что ввиду специфики состояния оператора рассматриваемой БТС — инвалида, наряду с учетом его психологических и физиологических особенностей превалирующее значение отдается анализу его анатомо-функционального состояния, а этапы построения модели и использования методов соответствующих направлений анализа состояния системы (анализа движения) определяются технологическим процессом изготовления протеза. Результатом использования методов механического, анатомо-функционального и физиологического направлений должна явиться предварительная «заочная» модель БТС, учитывающая ее структурные, анатомо-функциональные и физиологические характеристики и определяющая наиболее устойчивые связи между ними и показателями эффективности протезирования. Цель использования кибернетических методов — уточ-

нение зависимостей между регулируемыми параметрами протеза и показателями эффективности для конкретной БТС и определение направления в сторону ее оптимизации. При этом эффективное использование кибернетических методов может быть достигнуто только при автоматизации обработки данных результатов реализаций. К сожалению, в протезировании такие технологии не отработаны и не применяются.

## Выводы

Особенности системы «пациент—протез—среда» обуславливают недостаточность отдельного использования методов механического, анатомо-функционального, физиологического или кибернетического направлений для ее моделирования при оценке функциональной эффективности протезирования и настройки протеза. В этих целях необходимо объединение возможностей методов в виде комплексного поэтапного моделирования БТС, которое должно быть направлено на достижение компромисса между необходимостью увеличивать объем информации о настройке

ваемой БТС, с одной стороны, и требованием уменьшать продолжительность обследования для предупреждения дрейфа параметров ее состояния из-за нарастания усталости пациента, с другой стороны.

Применением методов первых трех из перечисленных направлений достигается разработка «заочных» моделей классов БТС этого типа с учетом их структурных, анатомо-функциональных и физиологических свойств и определение наиболее устойчивых связей между их параметрами и показателями эффективности БТС. На этапе настройки протеза требуется индивидуализация модели по экспериментальным данным и определение тенденции движения к оптимуму ее состояния по выбранным показателям, для чего следует использовать кибернетические методы.

Для эффективного применения кибернетических методов при настройке протеза в настоящее время является актуальным решение вопросов, связанных с автоматизацией съема и обработки параметров состояния БТС и расчета требуемых корректирующих воздействий для движения к оптимуму ее состояния.

## Литература

1. Морейнис И. Ш. Биомеханика построения протезов и ортезов нижних конечностей. Оценка результатов протезирования // Руководство по протезированию. М.: Медицина, 1988. С. 104–109.
2. Уваров П. Н. Метод и аппаратно-программные средства управления в биотехнической системе «человек — протезно-ортопедическое изделие»: Автореф. дис. ... канд. техн. наук / ГЭТУ «ЛЭТИ». СПб., 1989. 20 с.
3. Гриценко Г. П., Витензон А. С., Жилин Л. А., Славуцкий Я. Л. Комплексный биомеханический и физиологический анализ ходьбы в норме и на протезах бедра и голени: Метод, рекомендации / ЦНИИ протезирования и протезостроения. М., 1992. 34 с.
4. Попов Г. И. Биомеханика. М.: Издательский центр «Академия», 2005. 256 с.
5. Бернштейн Н. А. О построении движений. М.: Медгиз, 1947. 255 с.
6. Витензон А. С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. М.: ЦНИИПП; Зеркало-М, 1998. С. 8–27.
7. Биотехнические системы: Теория и проектирование / Под ред. В. М. Ахутина. Л.: Изд-во ЛГУ, 1981. 220 с.