

полной картины зависимости электрического сопротивления от частоты.

Преимуществом использования суммы гармоник является то, что пользователь может выбрать те частоты, которые его непосредственно интересуют. Например, при измерениях с использованием сигнала прямоугольной формы из расчета выпал диапазон 0...10 кГц, а при использовании суммы гармоник в зондирующий ток была включена частотная составляющая 10 Гц и импеданс биологического объекта на этой частоте превысил 50 кОм.

При оценке дисперсии импеданса биологического объекта можно говорить о том, что в основном электрическая характеристика здоровой биологической ткани обусловлена ее емкостными свойствами не только в месте контакта с электродом, но и по всему пути прохождения электрического тока.

На сегодняшний день разработанный программно-аппаратный комплекс позволяет проводить исследования дисперсии электрического импеданса между двумя электродами в режиме реального времени с частотой обновления результата до 30 раз в секунду, а также проводить длительный мониторинг электрических характеристик объекта в большом диапазоне частот с возможностью записи и хранения результатов для дальнейшей интерпретации. Экспериментальные измерения на различного рода эквивалентных схемах замещения показали, что данный комплекс готов для проведения исследования электрических характеристик биологических тканей и может быть использован в различных направлениях медицины, таких как анестезиология, травматология, онкология и др.

Список литературы:

1. Левченко О.В. Возможности бесконтактной импедансометрии в диагностике и мониторинге отека головного мозга / Автореф. дис ... к.м.н. – Московский государственный медико-стоматологический университет. 2004. 20 с.

2. Смирнов А.В., Цветков А.А., Туйкин С.А. Методы и аппаратура электроимпедансной спектрометрии // Сб. трудов 8-й научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». Москва, 22 марта 2006 г. С. 26-30.
3. Бобохонова А.С., Хеймец Г.И., Атауллаханова Д.М., Николаев Д.В., Ощепкова Е.В., Рогоза А.Н. Диагностика гипертрофии миокарда левого желудочка сердца с учетом данных биоимпедансного анализа / Москва, 8-я научно-практическая конференция. Главный клинический госпиталь МВД России, 2006. С. 156-161.
4. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Тарнакин А.Г., Гвоздиков Е.А. Применение биоимпедансных технологий в медицинской практике / Сб. трудов 4-й научно-практической конференции «Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы». Москва, 23 марта 2002 г. С. 198-204.
5. Grimnes S., Martinsen O.G. Bioimpedance and bioelectricity basics. – Academic Press, 2000. 360 p.
6. Устожанин В.А., Епифанцев В.В., Ишков А.А. Устройство для проведения импедансной спектрометрии биологических объектов / Патент на полезную модель 100894 РФ, Забайкальский государственный университет; № 2010130514; заяв. 20.07.2010 г.

Валентин Владимирович Епифанцев,
директор,
ООО «БИТ-СЕРВИС»,
Валерий Александрович Устожанин,
профессор,
кафедра ТБСАиУ,
Забайкальский государственный университет,
г. Чита,
e-mail: support@bit-service.org

С.М. Яцун, А.Н. Рукавицын

Проектирование автоматизированного устройства для механотерапии коленного сустава

Аннотация

Рассмотрены вопросы применения уравнений Лагранжа II рода к определению сил и моментов приводов биомехатронного устройства для механотерапии коленного сустава. Рассматриваемое механотерапевтическое устройство обеспечивает оптимальную биомеханику движений в коленном суставе и соответствие осевых линий устройства осевым линиям суставов человека.

Введение

В последние годы специалисты ведут активную работу в области создания реабилитационных систем для пациентов, перенесших инсульты, травмы или хирургические вмешательства, повлекшие за собой нарушения двигательных функций. Значительный процент длительной нетрудоспособности связан с процессом восстановления двигательных функций у больных с повреждением опорно-двигательного аппарата (контрактура суставов, атрофия мышц и т. п.). Одним из эффективных способов борьбы с данной патологией является ранняя «активация» больных с дозированной нагрузкой на поврежденную конечность. Восстановления нормального мышечного тонуса, физиологической амплитуды движения в суставах, мышечной силы и двигательных функций можно достичь с помощью механотерапии [1]. Данный метод лечения заключается в выполнении физических упражнений с помощью аппаратов, специально сконструированных для выполнения активных принудительных движений в отдельных суставах в соответствии с биомеханикой.

Современные реабилитационные механотерапевтические устройства представляют собой систему со сложной конфигу-

рацией, объединяющей различные механические и электронные компоненты, призванные в совокупности обеспечивать максимально эффективный и безопасный процесс реабилитации пациентов. Такие автоматизированные биомехатронные устройства оснащаются интеллектуальным микропроцессорным управлением с биологически активной обратной связью. Устройства осуществляют постоянный мониторинг и коррекцию между угловым перемещением сустава, который является объектом измерения, и биологическим сигналом с приводящей мышцы работающего сустава.

Необходимо отметить, что при существующем множестве подобных устройств, предназначенных для людей с нарушениями функций опорно-двигательного аппарата, математическому моделированию их функционирования в составе сложной биомехатронной системы уделяется недостаточно внимания [2].

Методы проектирования

Разрабатываемое биомехатронное устройство для реабилитации коленного сустава человека состоит из двух отдельных модулей с индивидуальными приводами, управляемыми от ЭВМ (см. рис. 1). Со стороны привода «коленного модуля»

к исполнительному звену 1 прикладывается управляющий момент привода вращательного движения M . Привод поступательного движения второго модуля воздействует на исполнительное звено 2 управляющим усилием P .

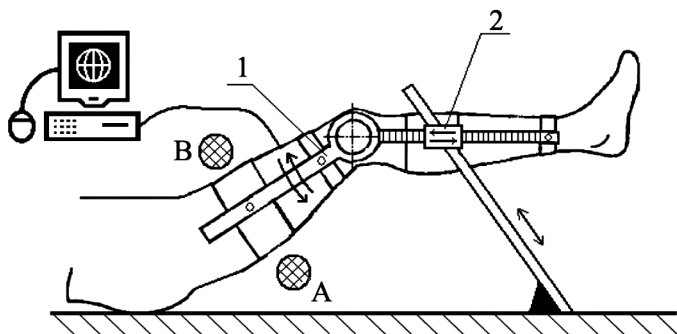


Рис. 1. Биомехатронное устройство для реабилитации коленного сустава

С учетом антропометрических данных и с целью минимизации возможного ущерба пациенту перемещение исполнительного звена 1 «коленного модуля» дополнительно ограничено препятствиями A и B , поэтому плавное изменение угла поворота $\varphi = \varphi(t)$ данного звена возможно лишь в некотором интервале $[\varphi(0), \varphi(\tau)]$, где τ – время движения исполнительного звена [3].

Специфика работы механотерапевтического устройства в составе сложной человеко-машинной системы требует, чтобы исполнительное звено 1 «коленного модуля» прекратило контакт с ограничителем B в момент времени $t = 0$ и «мягко» коснулось ограничителя A при $t = \tau$, т. е. так, чтобы были удовлетворены условия

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \varphi(t) \Big|_{t=0, t=\tau} &= 0; \\ \frac{d^2}{dt^2} \varphi(t) \Big|_{t=0, t=\tau} &= 0. \end{aligned}$$

Программное движение исполнительного звена 1 «коленного модуля», удовлетворяющее требованиям «мягкого» касания, принимаем в следующем виде:

$$\varphi(t) = \varphi(0) + [\varphi(\tau) - \varphi(0)] \cdot \left[\frac{1}{\tau} - \frac{1}{2\pi} \sin\left(\frac{2\pi t}{\tau}\right) \right].$$

Расчетная схема разрабатываемого реабилитационного устройства представлена на рис. 2.

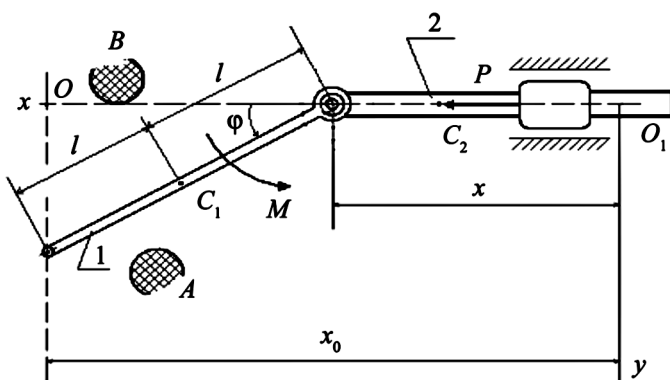


Рис. 2. Расчетная схема

Центр тяжести звена 1 находится в точке C_1 , а звена 2 – в точке C_2 .

Будем считать, что торможение звена 1 начинается в тот момент, когда его угловое ускорение обращается в ноль.

Пренебрегая силами сопротивления движению, определим значения управляющих сил и моментов в начале торможения исполнительного звена «коленного модуля». Для решения задачи применим уравнения Лагранжа II рода [4]. Будем рассмат-

ривать данное биомеханическое устройство как механическую систему с двумя степенями свободы, приняв за обобщенные координаты угол φ поворота звена 1 и перемещение y звена 2. При этом считаем, что звено 2 совершает только линейное перемещение вдоль оси x .

Для рассматриваемой системы можем записать уравнения связи:

$$\begin{cases} y_{C2} = \text{const}; \\ x_{C1} = x + l \cos \varphi; \\ y_{C1} = l \sin \varphi. \end{cases} \quad (1)$$

В соответствии с выбранными обобщенными координатами имеем

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} \right) - \frac{\partial T}{\partial \varphi} = Q_{\varphi}; \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{x}} \right) - \frac{\partial T}{\partial x} = Q_x. \end{cases} \quad (2)$$

Совокупность уравнений (1) и (2) позволяет составить дифференциальные уравнения движения рассматриваемой механической системы.

Составим выражение для кинетической энергии системы T как функции обобщенных скоростей $\dot{\varphi}$ и \dot{x} и обобщенных координат φ и x .

Кинетическая энергия рассматриваемой системы равна сумме кинетических энергий звена 1 (T_1) и звена 2 (T_2):

$$\begin{aligned} T &= \frac{m_1 \dot{x}^2}{2} + \frac{m_1 l^2 \dot{\varphi}^2}{2} - \frac{2m_1 l \dot{x} \dot{\varphi} \sin \varphi}{2} + \frac{J_1 \dot{\varphi}^2}{2} + \frac{m_2 \dot{x}^2}{2} = \\ &= \frac{(m_1 + m_2) \dot{x}^2}{2} + \frac{(m_1 l^2 + J_1) \dot{\varphi}^2}{2} - m_1 l \dot{x} \dot{\varphi} \sin \varphi. \end{aligned}$$

Найдем значения слагаемых уравнений Лагранжа:

$$\begin{cases} \frac{\partial T}{\partial \dot{x}} = (m_1 + m_2) \dot{x} - m_1 l \dot{\varphi} \sin \varphi; \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{x}} = (m_1 + m_2) \ddot{x} - m_1 l \ddot{\varphi} \sin \varphi - m_1 l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi; \\ \frac{\partial T}{\partial x} = 0; \\ \frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} = (m_1 l^2 + J_1) \dot{\varphi} - m_1 l \dot{x} \sin \varphi; \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} = (m_1 l^2 + J_1) \ddot{\varphi} - m_1 l \ddot{x} \sin \varphi - m_1 l \dot{x} \dot{\varphi} \cos \varphi; \\ \frac{\partial T}{\partial \varphi} = -m_1 l \dot{x} \dot{\varphi} \cos \varphi. \end{cases} \quad (3)$$

Определим обобщенные силы Q_x и Q_{φ} . Для определения Q_x мысленно наложим на систему связь $\varphi = \text{const}$ и, сообщив системе возможную скорость \dot{x} , вычислим возможную мощность сил, действующих на нее:

$$N_x = Q_x \dot{x} = P \dot{x}, \text{ откуда } Q_x = P. \quad (4)$$

Аналогично, мысленно наложив на механическую систему связь $x = \text{const}$ и сообщив ей возможную скорость $\dot{\varphi}$, получим выражение возможной мощности:

$$N_{\varphi} = Q_{\varphi} \dot{\varphi} = M \dot{\varphi}, \text{ откуда } Q_{\varphi} = M. \quad (5)$$

Обобщенные силы Q_x и Q_{φ} можно определить и из выражения работы сил на элементарных перемещениях системы, соответствующих изменению каждой обобщенной координаты:

$$\delta A_x = Q_x \delta x = P \delta x \quad \text{и} \quad \delta A_{\varphi} = Q_{\varphi} \delta \varphi = M \delta \varphi.$$

Подставляя выражения (3), (4) и (5) в выражение (2), получим

$$\begin{cases} (m_1 + m_2)\ddot{x} - m_1 l \ddot{\varphi} \sin \varphi - m_1 l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi = P; \\ (m_1 l^2 + J_1)\ddot{\varphi} - m_1 l \ddot{x} \sin \varphi = M. \end{cases} \quad (6)$$

Для обеспечения процесса активного принудительного сгибания нижней конечности пациента в процессе восстановления двигательных функций необходимо обеспечить перемещение крайней точки исполнительного звена 1 вдоль прямой, перпендикулярной оси x , поэтому на механизм дополнительно оказывается наложенная связь [5]

$$x + 2l \cos \varphi = x_0 \text{ или } x = x_0 - 2l \cos \varphi.$$

Так как $x_0 = \text{const}$, то, следовательно,

$$\dot{y} = 2l \dot{\varphi} \sin \varphi.$$

Откуда

$$\ddot{x} = 2l \ddot{\varphi} \sin \varphi + 2l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi. \quad (7)$$

Подставляя выражение (7) в выражение (6), приходим к соотношениям

$$\begin{cases} M = (m_1 l^2 + J_1)\ddot{\varphi} - 2l^2 m_1 \dot{\varphi}^2 \sin^2 \varphi - l^2 m_1 \dot{\varphi}^2 \sin 2\varphi; \\ P = (m_1 + 2m_2)(\ddot{\varphi} \sin \varphi + \dot{\varphi}^2 \cos \varphi)l. \end{cases} \quad (8)$$

Полученные уравнения представляют собой зависимости управляющего момента M «коленного модуля» и управляющего усилия P модуля поступательного перемещения от известных функций φ , $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$. Так как φ является заданной функцией времени, то вычисление производных $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$, а следовательно, и управляющего момента M и усилия P не представляет труда.

Результаты

Вычислим управляющий момент M и управляющее усилие P в момент начала торможения звена 1.

В этот момент угловое ускорение $\ddot{\varphi}$ обращается в нуль. Производные $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$ соответственно равны:

$$\dot{\varphi} = [\varphi(\tau) - \varphi(0)](1 - \cos 2\pi t / \tau) / \tau;$$

$$\ddot{\varphi} = 2\pi[\varphi(\tau) - \varphi(0)](\sin 2\pi t / \tau) / \tau^2.$$

Отсюда

$$\frac{2\pi[\varphi(\tau) - \varphi(0)]}{\tau^2} \sin \frac{2\pi}{\tau} t = 0$$

или

$$\frac{2\pi}{\tau} t = \pi \text{ и } t = \frac{\tau}{2}.$$

Таким образом, торможение звена 1 начинается в момент времени $t = \tau / 2$. В этот момент времени

$$\begin{cases} \varphi\left(\frac{\tau}{2}\right) = \frac{[\varphi(0) + \varphi(\tau)]}{2}; \\ \dot{\varphi}\left(\frac{\tau}{2}\right) = \frac{2[\varphi(\tau) - \varphi(0)]}{\tau}; \\ \ddot{\varphi}\left(\frac{\tau}{2}\right) = 0. \end{cases} \quad (9)$$

Подставляя выражение (9) в выражение (8), получаем интересные нас выражения

$$M\left(\frac{\tau}{2}\right) = -4m_1 l^2 [\varphi(\tau) - \varphi(0)]^2 \frac{1}{\tau^2} \sin[\varphi(0) + \varphi(\tau)];$$

$$P\left(\frac{\tau}{2}\right) = 4l(m_1 + 2m_2)[\varphi(\tau) - \varphi(0)]^2 \frac{1}{\tau^2} \cos\left[\frac{\varphi(0) + \varphi(\tau)}{2}\right].$$

На основе представленных выражений, с помощью пакета прикладных математических программ MathCAD 2000, были получены графики зависимостей управляющих моментов M и сил P от времени t . Вычисления производились в интервале $[0; \tau]$ с шагом $0,001\tau$ при следующих исходных данных: $m_1 = 12$ кг; $m_2 = 8$ кг; $J_1 = 1,8$ кг·м²; $l = 0,3$ м; $\varphi(0) = 0$; $\varphi(\tau) = \pi / 6$.

Графики зависимостей M и P от времени t показаны на рис. 3, 4.

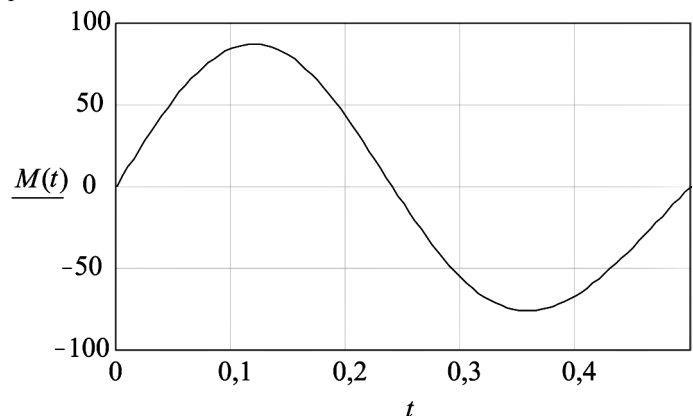


Рис. 3. Результаты моделирования изменения управляющего момента M

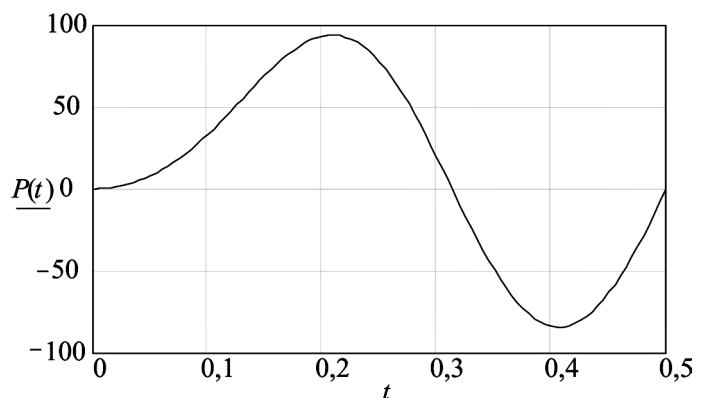


Рис. 4. Результаты моделирования изменения управляющего усилия P

Заключение

Специфические особенности разрабатываемой конструкции (последовательное или одновременное функционирование управляемых модулей) позволяют нагружать нижнюю конечность с помощью физических упражнений, симулирующих самостоятельную активность, улучшая трофические процессы в тканях и предотвращая неблагоприятные эффекты от вынужденной длительной гиподинамии.

Опираясь на результаты математического моделирования, осуществлен подбор параметров для управляемых мехатронных приводов механотерапевтического устройства с использованием специально разработанного программного обеспечения. Данное устройство позволяет врачу контролировать процесс терапии и осуществлять индивидуальный подбор упражнений с различными уровнями нагрузки. При этом учитываются естественные движения, базирующиеся на анатомических особенностях строения сустава, совместно с механотерапевтическим устройством и отдельно от него.

Рассматриваемое влияние осуществляется опосредованно через механические элементы устройства, общую нагрузку и источник энергии, а также вследствие естественных и искусственных динамических связей между каналами в блоке управления ЭВМ [6].

Для анализа поведения исполнительного звена реабилитационной системы в дальнейшем необходимо построить уточненные математические модели изучаемого биомехатронного устройства. Такие модели необходимы для получения данных о рабочей области движения исполнительного органа, о фор-

ме траектории для обеспечения процесса реабилитации при реализации естественных движений нижних конечностей. Это позволит оптимизировать параметры системы и синтезировать алгоритмы работы и законов управления движением исполнительных звеньев. Данная информация необходима врачу для подбора индивидуальной оптимальной методики восстановления двигательной функции в коленном суставе.

Список литературы:

1. Яцун С.Ф., Тарасова Е.С. Кинематический анализ движения руки в локтевом суставе при реабилитации методами механотерапии // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2011. Т. 13. № 4 (4). С. 1215-1220.
2. Яцун С.Ф., Тарасова Е.С., Жакин А.И. Исследование динамики движения манжеты реабилитационного устройства совместно с рукой человека // Известия ЮЗГУ. 2012. № 1 (40). С. 35-41.
3. Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н. Определение параметров приводов биоинженерных мехатронных модулей для экзоскелета нижних конечностей человека // Известия ЮЗГУ. Серия: Техника и технологии. 2012. Ч. 1. № 2. С. 196-200.
4. Яблонский А.А., Никифорова В.М. Курс теоретической механики. Учебник для вузов. – М.: Интеграл-Пресс, 2007. 608 с.

5. Yatsun S., Rukavitsyn A. Development bioengineering mechatronic module for exoskeleton human leg // Nauka i Studia. 2013. № 17 (85). PP. 39-46.
6. Яцун С.М., Корневский Н.А., Яцун А.С. Аппаратно-программный комплекс для исследования упруго-диссипативных свойств кожного покрова // Медицинская техника. 2009. № 1. С. 39-43.

Светлана Михайловна Яцун,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой медико-биологических дисциплин,
Курский государственный университет,
Александр Николаевич Рукавицын,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра теоретической механики и мехатроники,
Юго-Западный государственный университет,
г. Курск,
e-mail: alruk75@mail.ru

Л.Я. Бухарбаева, Р.В. Насыров, И.С. Тиунов

Классификация и структура систем автоматизированного проектирования для биомедицинской инженерии

Аннотация

В данной статье предложено выделить биологические системы автоматизированного проектирования в отдельный класс САПР. Предлагается рассматривать медицинские САПР как новый класс прикладных систем. Предлагается классификация биологических и медицинских САПР, описываются особенности состава и структуры медицинских САПР.

Введение

В последние годы в России на разных уровнях управления системой здравоохранения декларируется необходимость создания медицинских информационных систем (МИС) различного назначения. Разработана Концепция создания единой государственной информационной системы в сфере здравоохранения. В целом медицинские информационные системы настоящего времени – это уже и вполне определенные практические результаты внедрений, это масса опытных и хорошо проработанных решений, имеющих многолетнюю практику работы в условиях отечественного здравоохранения [1]-[3].

Вместе с тем обзор рынка МИС показывает, что существует достаточное количество удачных разработок, часть из которых реализует технологию автоматизированного проектирования медицинских объектов и процессов. Наиболее яркими из рассмотренных систем являются система «DentCAD» британской компании «Delsam», применяемая в стоматологии [4], система «AccuShare», применяемая при пластике дефектов черепа, и другие продукты американской компании «MedCAD» [5]. Также известна программа «TinkerCell», позволяющая создавать модели сетей молекулярно-биологических взаимодействий из доступных в базах данных клеточных «частей» и наблюдать их динамику, позиционируемая как САПР для биологов [6].

В то же время существующие САПР (в том числе и медицинского назначения) реализуют принципы и технологии проектирования технических объектов. Такое положение дел приводит к фактическому сужению сферы применения технологий САПР для решения медицинских задач.

В соответствии с изложенным, в данной статье предлагаются концепция и теоретические основы биологических САПР,

отличающихся от технических САПР типом объектов проектирования, методами и моделями деятельности основных пользователей системы (в том числе моделями клинического мышления врача), принципами автоматизации работ с объектами проектирования. Также описываются особенности медицинских САПР, к которым следует отнести более узкий класс компьютерных систем – системы поддержки хирургических операций, или CAS-технологии (Computer Assisted/Aided Surgery), все чаще используемые в мировой медицинской практике в настоящее время. Кроме того, используя известную классификацию медицинской техники, предложенную в работе [1], можно рассматривать предлагаемые биологические САПР как новый объект, относящийся к классу средств автоматизации медико-биологических исследований и требующий самостоятельного исследования.

Классификация биологических и медицинских САПР

В классификации САПР по типу объекта проектирования, согласно ГОСТ 23501.108-85 [7], рассматриваются объекты и процессы машино- и приборостроения, объекты и процессы строительства, программные средства и организационные системы. САПР объектов и процессов других типов выделены в раздел «Прочие». Авторами статьи предлагается расширить эту классификацию биологическим направлением. Таким образом, можно выделить класс «САПР биологических объектов» и класс «САПР биологических процессов».

Классификацию САПР биологических объектов по разновидности объектов проектирования следует выполнять в соответствии с разделами биологии либо по царствам живых организмов. Наиболее простым делением для удобства разработки и применения САПР биологических объектов является их условное разделение на медицинские, основным объектом