



ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • Электронная библиотека

Препринты ИПМ • Препринт № 82 за 2012 г.



Платонов А.К., Фролов А.А.,
Бирюкова Е.В., Пряничников В.Е.,
Емельянов С.Н.

Методы биомехатроники
тренажёра руки человека

Рекомендуемая форма библиографической ссылки: Методы биомехатроники тренажёра руки человека / А.К.Платонов [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2012. № 82. 40 с.
URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-82>

Ордена Ленина
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ
имени М.В. Келдыша
Российской академии наук

**А.К. Платонов, А.А. Фролов, Е.В. Бирюкова,
В.Е. Пряничников, С.Н. Емельянов**

**Методы биомехатроники
тренажёра руки человека**

Москва, 2012 г.

Методы биомехатроники тренажёра руки человека

А.К. Платонов¹, А.А.Фролов², Е.В. Бирюкова², В.Е.Пряничников³, С.Н. Емельянов³

Аннотация

Рассмотрены проблемы мехатроники при создании вариантов лечебно-исследовательских тренажёров и экзоскелетов для стимуляции костно-мышечного аппарата руки человека с нарушениями её двигательной активности. Излагаются результаты моделирования биомеханики руки человека и нейрофизиологически адекватного управления ее движениями. На основе этих результатов формулируются требования к мехатронике экзоскелетона руки человека.

Работа поддержана грантами РФФИ № 11-04-12067-офи-м-2012, № 11-04-12025-офи-м-2012 и №10-04-00191-а.

Ключевые слова: нейрореабилитация, экзоскелетон руки человека, биологически адекватное управление, двигательные синергии

Methods of Biomechatronic for Human Arm Stimulator

A.K.Platonov, E.V.Biryukova, A.A.Frolov, V.E.Pryanichnikov, S.N.Emelyanov

Annotation

The problems of mechatronics when developing medical and research training simulators, exoskeletons, devoted to a stimulation of bone-muscle apparatus of the human arm with motor disorders are considered. The results of modeling of the biomechanics and nervous control of the human arm are presented. The requirements to the mechatronics of the exoskeleton of the arm are formulated on the basis of these results.

The studies are supported by RFBR grants 11-04-12067-офи-м-2012, № 11-04-12025-офи-м-2012 and №10-04-00191-а.

Key words: neurorehabilitation, exoskeleton of the human arm, biologically adequate control, motor synergies

Содержание

ВВЕДЕНИЕ	3
ПРОТЕЗЫ, ОРТЕЗЫ, ТРЕНАЖЁРЫ РУК	5
БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РУКИ ЧЕЛОВЕКА	8
Звенья и степени свободы модели руки	8
ОСОБЕННОСТИ РЕАБИЛИТАЦИОННЫХ ДВИЖЕНИЙ РУКИ	9
ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ РУКИ	11
ГЕОМЕТРИЧЕСКИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ПАРАМЕТРОВ ПОДВИЖНОСТИ РУКИ	14
ПОСТРОЕНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ РУКИ	19
КИНЕМАТИКА МОДЕЛИ РУКИ	21
ДИНАМИКА МОДЕЛИ РУКИ	21
ДВИГАТЕЛЬНЫЕ СИНЕРГИИ	25
УПРАВЛЕНИЕ ПО СИГНАЛАМ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ ПАЦИЕНТА	27
ПРОТОТИПЫ ЭКЗОМАНИПУЛЯТОРОВ	29
ДВА ВАРИАНТА РЕАЛИЗАЦИИ ЭКЗОМАНИПУЛИРОВАНИЯ	32
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	33
ЛИТЕРАТУРА	34
СПРАВОЧНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ: АНАТОМИЧЕСКИЕ ТЕРМИНЫ	38

¹ Институт прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН

² Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН

³ Институт прикладной математики им. М.В.Келдыша РАН – Международная «Сенсорика»

Введение

Разработка модели тренажёра руки человека и системы его сопряжения с интерфейсом «мозг-компьютер» актуальна с точки зрения создания новых технологий реабилитации больных, перенесших инсульт. Предполагается, что управляемая компьютером механическая часть тренажёра должна быть связана с рукой человека способом, безболезненно обеспечивающим независимые движения в суставах: пальцев относительно пясти и запястья, кисти относительно предплечья и предплечья относительно плеча.

Первичный вариант эксплуатации такого тренажёра заключается в использовании его в качестве инструмента при проведении экспериментов со здоровыми испытуемыми – как с целью улучшения алгоритмов распознавания сигналов электроэнцефалограммы (ЭЭГ), так и с целью выяснения степени обучаемости и адаптации центральной нервной системы в процессе реализации нужных движений руки по сигналам ЭЭГ. В простейшем варианте этого этапа достаточно иметь инструментальное средство, обеспечивающее управляемые движения сгибания разгибания пальцев по сигналам компьютера. Конечное назначение мехатронного тренажёра заключается в его использовании в процессе восстановления движений после инсульта в качестве тренажёра, управляемого по сигналам интерфейса «мозг-компьютер».

Мехатронные элементы для всех вариантов требуемых тренажёров – экзоманипуляторов и, в частности, – экзоскелетонов (как простейших, так и сложных) заметно отличаются от привычных элементов мехатроники роботов-манипуляторов. Прежде всего, в отличие от последних, в манипуляционную функцию механики тренажёра конструктивно закладываются слабость действующих сил, в связи с безопасностью пациента и отсутствием требований реализации высоких усилий грузоподъёмности и параметрического управления рабочим органом. Например, усилия, развиваемые приводными элементами экзоскелетона руки, должны соответствовать усилиям в суставах человека при выполнении им рабочих движений. Поэтому в системах управления движением экзоскелетона важную роль играют процедуры преобразования параметров модели суставных моментов руки человека в параметры приводных систем, обеспечивающих требуемые движения руки.

Другой важной спецификой мехатроники экзоскелетона являются алгоритмы управления движением в его степенях подвижности. Если у роботов-манипуляторов управление задаётся в простейших типах *позиционного*, *контурного* или *траекторного* (с законом движения) программного описания требуемых изменений углов в степенях подвижности или координатных описаний движений рабочего органа, то в экзоманипуляторе для реализации

нужных тренировочных движений пациента должны быть предусмотрены *биологически адекватные программы управления суставными моментами*.

Дополнительно, в тренажёре может быть необходимой реализация специального режима *следающего* управления усиленным движением руки человека в нужном направлении в ответ на измеренную попытку его слабого движения рукой в этом направлении. Способ реализации движений экзоскелетона в стиле такого педипуляторного (т.е. повторяющего движения человека) типа заключается в программных процедурах следающего управления с кинеточувствительным способом формирования управляющих сигналов для приводов степеней подвижности экзоскелетона с замыканием контура управления через зрительную и/или проприоцептивную (ощущение позы и движений) обратную связь. Это специфический для экзоскелетонов способ копирующего управления в настоящее время активно развивается за рубежом.

Наконец, в отличие от современных роботов-манипуляторов управление движением рассматриваемого тренажёра может формироваться в рамках интерфейса «мозг-компьютер» по расшифрованным семантически-функциональным командам мозга человека. Эти команды формулируются не в терминах значений углов или координат, а на языке кодов дискретных команд (типа: «сжать правый кулак», «поднять левую руку») или функционально-параметрически – путём задания типа и параметров требуемых движений элементов руки относительно текущей ориентации сагиттальной (левее-правее), фронтальной (ближе-дальше) или горизонтальной (выше-ниже) плоскостей тела человека. Подобная технология *«супервизорного»* типа управления не нова, – она активно развивается в настоящее время в проектах удалённого управления робототехническими системами (робототехника лунной базы, безлюдных роботизированных полярных станций, систем удалённого обучения персонала) [1]. Проблема реализации движений лечебного тренажёра по командам подобного супервизорного типа решается с помощью формирования программных процедур среднего уровня управления с алфавитом кода соответствующих «макросов» преобразования команд мозга в управляющие коды приводов степеней подвижности экзоманипулятора⁴.

Ниже рассматриваются методы описания мехатроники инструментального и лечебного вариантов тренажёра руки с учётом специфики его применения, дополненные примерами разработки конструкции таких тренажёров.

⁴ Напомним, что по Н.М. Амосову [2] каждый уровень многоуровневой системы управления характеризуется уровнем кода языка команд управления и содержит программы интерфейсного преобразования «букв» и «слов» своего и соседних уровней (например: макросы для преобразования букв своего (или верхнего) кода в слова кода нижележащего (или своего) уровня или – преобразования своих слов в «код ошибки» при обратном взаимодействии с верхним уровнем).

Протезы, ортезы, тренажёры рук

Существующие медицинские экзоманипуляторы можно разделить по их функциональному назначению на *протезы*, *ортезы* и *тренажёры*. Функция протеза – заменить отсутствующую манипуляционную функцию человека. Протез руки, как правило, является активным манипулятором с приводными механизмами и системой управления ими. Ортезом называют ортопедическое приспособление, функционально предназначенное для реализации высокой степени поддержки и защиты больного сустава. Ортезы бывают пассивными (заменяющими тугую повязку или бандаж) и активными (имеющими управляемый двигатель для облегчения работы сустава). Функцией тренажёров, как это следует из самого их названия, является тренировка костно-мышечного аппарата путём пассивной (с использованием мышечных сил тренируемого) и активной (с помощью управляемых двигателей) организации его повторяющихся движений определённого типа. Рассматриваемые ниже экзоманипуляторы принадлежат к классу активных тренажёров с программными или педипуляторными типами систем управления движениями. В этом классе тренажёров следует выделить рассматриваемый в настоящей работе широкий подкласс биомехатронных экзоманипуляторов, который, несмотря на разнообразие возможных конструкций, сенсорных средств и типов управления, объединён общим свойством: *в процессах управления движением руки используется биомеханическая модель руки человека и учитываются нейрофизиологические особенности управления ее движением*.

Примеры экзоскелетонов с элементами мехатроники, использующиеся в качестве средств реабилитации пациентов с последствиями инсульта, приведены ниже.



Рис. 1. Биомехатронный ортез **Myomo** (Myomo, Inc., США)

В биомехатронном ортезе локтевого сустава Myomo (My-Own-Motion) фирмы NeuroRobotic System (США) (<http://www.myomo.com>) воспринимаются электрические импульсы мышц руки человека, после чего с помощью двигателя с редуктором совершаются требуемые движения предплечья (Рис. 1). Эти управляемые и наблюдаемые пациентом движения руки позволяют ему осознать их неправильность и подобрать правильный

способ напряжения мышц предплечья. Ортез Muomo широко используется в во многих клиниках мира для переобучения пациентов, перенесших инсульт, правильным движениям рук.

Другим примером являются конструкции ИЛТР фирмы Kinetec S.A. (Франция). Например, тренажёр Maestra Hand and Wrist CPM (<http://pattersonmedical.com>) (Рис. 2) обеспечивает удобные и привычные для пациента непрерывные движения кисти и пальцев с регулируемой скоростью и диапазоном углов вращения пальцев и запястья. Примером иной конструкции является Kinetec Maestra Portable hand CPM – портативный реабилитационный тренажёр для CPM-терапии (постоянной пассивной разработки) кистей и пальцев рук.



Рис. 2. Maestra Hand and Wrist CPM, (Kinetec S.A., Франция)

Kinetec S.A. производит также одно- и двух- и степенные тренажёры для реабилитации локтевого сустава. (рис. 3). На Рис. 3а показаны типы аксессуаров, необходимых для оснащения активного тренажёра с независимым размещением двух приводных устройств. Они необходимы, в частности, для защиты пациента от болевых ощущений или от ошибок программы. Рис. 3б показывает сложность корректного приспособления пассивного локтевого тренажёра-экзоскелетона к индивидуальным анатомическим параметрам пациента.

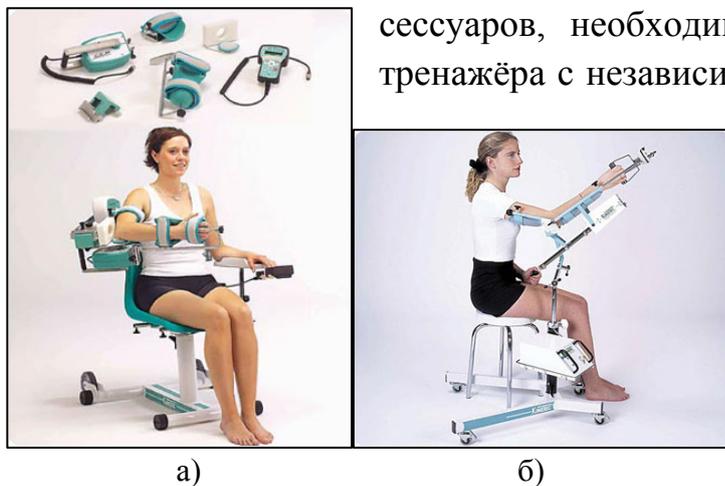


Рис. 3. Тренажёры руки фирмы Kinetec S.A.

Важной конструктивной особенностью ортеза Armeo известной швейцарской фирмы Hocoma (<http://www.hocoma.ch/en/products/arneo>) является пружинный механизм, обеспечивающий регулируемую разгрузку тренируемой руки. Это позволяет больному двигать рукой в разных суставах с минимальным усилием и с помощью джойстика решать задачи компьютерных игр со зрительной обратной связью, требующие различного усилия пальцев при различных положениях и углах суставов руки (Рис. 4).

В приведенных примерах медицинских экзоскелетов применяется биоуправление по сигналу о мышечной активности (Муомо) или по сигналу зрительной обратной связи (Armeo), что способствует активному восстановлению движений у пациента. Эти экзоскелеты предназначены для больных, у которых сохранилась значительная часть двигательной функции. В случае, когда конечность полностью обездвижена, управление экзоскелетом может осуществляться с помощью интерфейса «мозг-компьютер». В настоящее время в этой области проводятся интенсивные исследования, объем которых быстро расширяется [3]. Обзор результатов применения интерфейса «мозг-компьютер» для полностью парализованных больных и оценку эффективности различных типов интерфейсов можно найти в статье [4].



Рис. 4. Armeo (Носота, Швейцария)

С помощью интерфейса «мозг – компьютер» больной может научиться полнее и стабильнее воспроизводить ментальное состояние, связанное с воображением движения. Многократное повторение этого состояния способно закрепить связь между намерением и соответствующей активностью мозга, улучшив качество двигательного управления. Реабилитация больных будет особенно эффективна, если компьютерная идентификация специфической активности мозга будет вызывать соответствующее ей движение руки. Такое движение предполагается осуществлять с помощью экзоскелетона или другого подходящего механизма, управляемого мехатронными средствами. Реализованное мехатроникой тренажёра требуемое движение руки в свою очередь обеспечит стимуляцию сенсомоторных областей мозга, которая дополнительно будет способствовать формированию требуемой их пластичности.

В принципе, для того, чтобы экзоскелетон был адекватен задачам реабилитации, его конструкция должна максимально соответствовать особенностям костно-мышечного устройства руки. Длины его звеньев, положения центров вращений и осей суставов должны быть регулируемы параметрами и настраиваться под индивидуальные параметры движений больного, а система управления движениями экзоскелетона должна учитывать особенности управления движениями руки со стороны центральной нервной системы.

Далее в работе излагаются способы моделирования биомеханики руки человека и принципы нейрофизиологически адекватного управления ее движениями. На основе этих результатов формулируются требования к мехатронике тренажёра руки человека.

Биомеханическая модель руки человека

Звенья и степени свободы модели руки

Простейшая биомеханическая модель костного аппарата руки человека состоит из трех твердых тел (плечо, предплечье, кисть), соединенных идеальными шарнирами, моделирующими плечевой, локтевой и лучезапястный суставы. Такое приближение справедливо для подавляющего большинства движений верхней конечности [5]. Плечевой сустав моделируется шаровым шарниром с тремя степенями свободы. Шарнир позволяет произвольные вращения плеча относительно центра сустава, которые могут быть описаны любым способом описания изменений ориентации твёрдого тела при движении тела вокруг неподвижной точки, например, – тремя углами Эйлера или углами вращений около фиксированных осей, связанных с телом человека.

В медицинских приложениях оси подвижностей в суставах обычно связывают с именами видимых движений их звеньев: флексия — экстензия F-E (лат. *flecto-сгибать, extento – выпрямлять*); абдукция – аддукция Ab-Ad (лат. *abductum-adductum: отводить–приводить*) пронация – супинация P-S (лат. *pronatus-наклонившийся, supinus – обращённый вверх*). Эти обозначения осей на рис. 5 дополнены первыми буквами имён суставов – плеча (Shoulder),

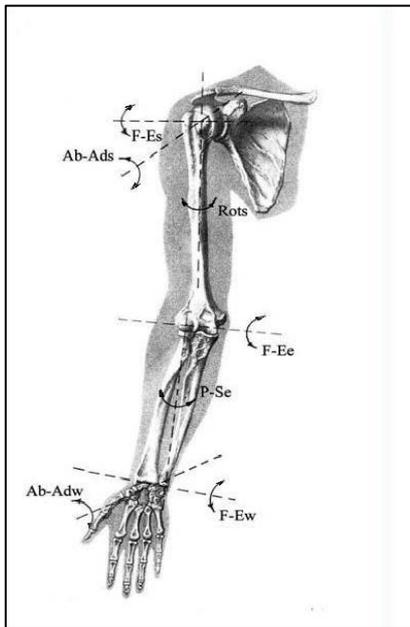


Рис. 5 Движения руки человека

локтя (Elbow) и кисти (Wrist).

Три степени подвижности в плечевом суставе связывают с движением – F-Es плеча в продольной (*сагиттальной*) плоскости тела, движением – Ab-Ads плеча в поперечной (*фронтальной*) плоскости тела и вращением осей сустава локтя относительно продольной оси плеча (Rots).

Локтевой сустав моделируется шарниром с двумя степенями свободы, соответствующими вращению предплечья относительно плеча – F-Ee вращению лучевой кости относительно локтевой – P-Se. В результате пронации-супинации происходит вращение кисти относительно продольной оси предплечья.

Лучезапястный сустав также моделируется шарниром с двумя степенями свободы, соответствующими сгибанию-разгибанию (F-Ew) и отведению-приведению (Ab-Adw) кисти относительно предплечья (Рис. 5). Таким образом, модель руки, не включающая пальцы, имеет семь степеней свободы, соответствующих семи независимым вращениям в суставах руки: трем – в плечевом, двум – в локтевом и двум – в лучезапястном.

В свою очередь биомеханическая модель кисти состоит из 16-и твердых тел: первое тело включает в себя кости запястья и пястные кости 2-го, 3-го, 4-го и 5-го пальцев. Эти пальцы состоят из проксимальной⁵ (p), средней (m) и дистальной (d) фаланг (Рис. 6). Большой палец состоит из пястной кости, средней и дистальной фаланг. Средний и дистальный межфаланговые суставы (для большого пальца пястно-фаланговый и средний межфаланговый суставы) моделируются цилиндрическими шарнирами с одной степенью свободы, соответствующей сгибанию-разгибанию (F-Em и F-Ed). Пястно-фаланговые суставы (для большого пальца запястно-пястный сустав) моделируются шарниром с двумя степенями свободы, соответствующим сгибанию-разгибанию (F-Ep) и приведению-отведению (Ab-Adp) .

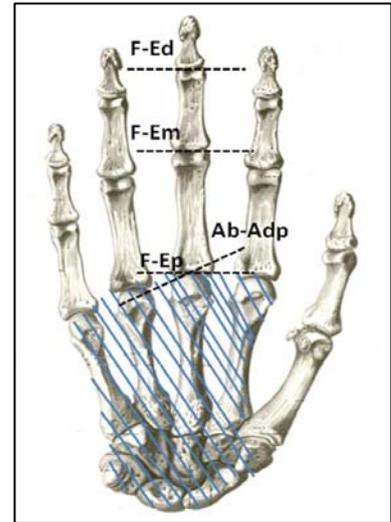


Рис. 6. Движения кисти руки человека

Особенности реабилитационных движений руки

Описанная упрощённая биомеханическая модель руки человека с пальцами кисти представляет собой 18-тизвенный механизм с 18 шарнирами и с 27 степенями свободы звеньев⁶. Отсюда следует, что геометрические связи костного аппарата руки человека из теоретически возможных 108 степеней свободы её 18-ти моделей костных тел ограничивают 81 степень свободы движений. Это означает, что те движения руки, которые формируются тренажёром, ни в коем случае не должны противоречить 81 условию геометрических связей скелета руки. Любое нарушение хотя бы одного из этих условий должно вызывать резкую боль у здоровой руки, и, что крайне важно, у бесчувственной руки оно может быть не замечено и привести к тяжёлой травме. Важно отметить, что при моделировании формируемых тренажёром учитываемых 27 степеней свободы движений руки пациента кроме упомянутых костных ограничений подвижности следует также иметь в виду и биометрические пределы подвижностей свободных суставных вращений [6]. Тренажёрные нарушения этих пределов также опасны для пациента.

Эти обстоятельства приводят к трудной задаче мехатроники: задаче построения движений тренажёра руки в 108-мерном фазовом пространстве с учётом 81 геометрического ограничения костных подвижностей тела человека и не менее 54 ограничений их суставных подвижностей.

⁵ Проксимальный -дистальный — ближний- дальний по отношению к корпусу.

⁶ В действительности рука человека состоит из 33 костных звеньев с 31 их соединениями и с 32 обобщёнными степенями свободы движений плеча, предплечья и элементов кисти руки.

Сведения о размерах руки человека и о допустимых углах подвижности в её суставах легко найти в литературе или в интернете (см. рис. 7):

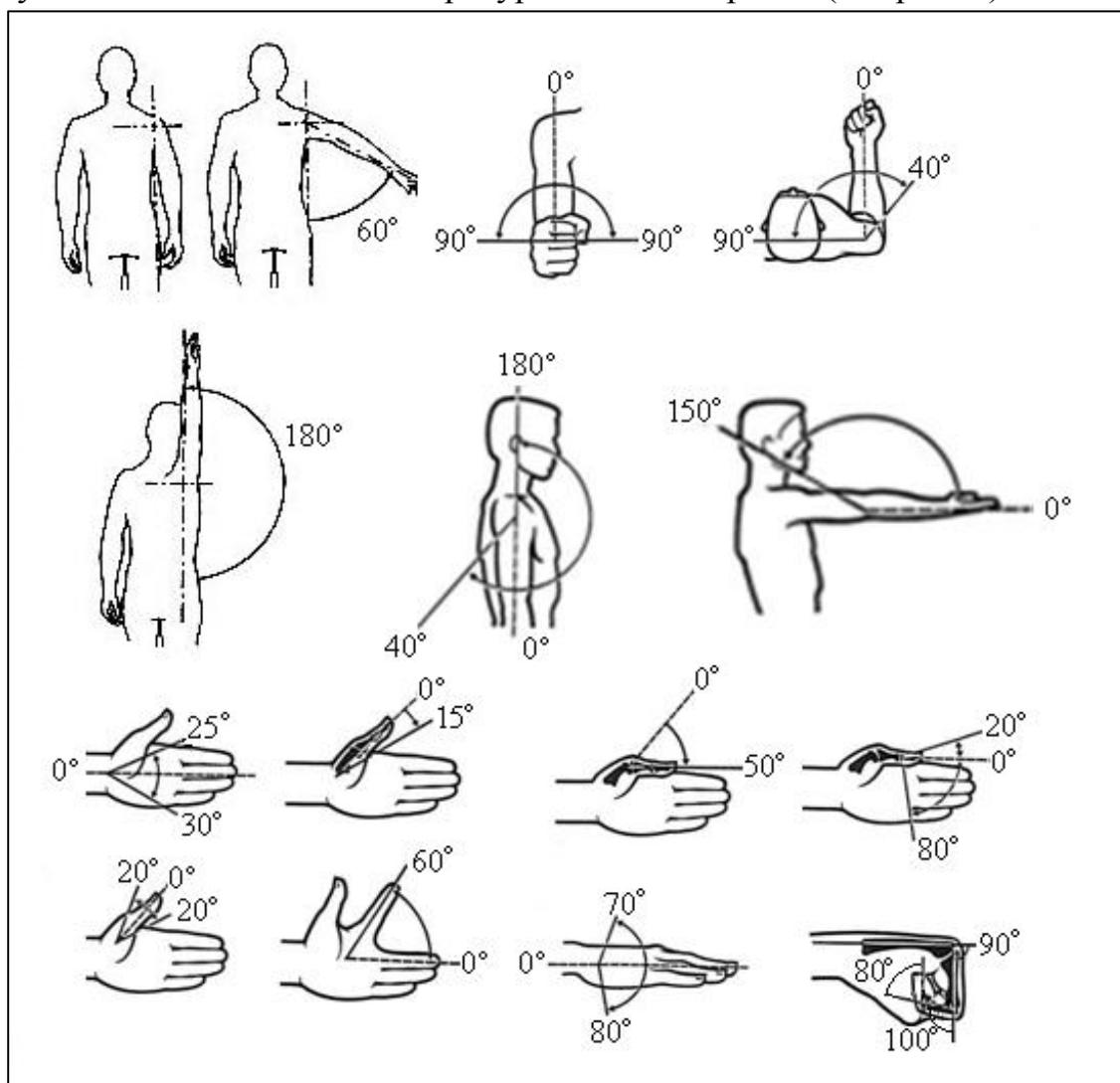


Рис. 7. (Приблизительные ($\sim 3^\circ..10^\circ$) значения суставных углов, принятые в анатомической литературе (источники – см. [6]).

Намного более точные и полные антропометрические данные, наиболее требуемые при выборе размерных параметров тренажёра и допустимых областей суставных движений, приведены в работе НАСА [7]. В этой публикации содержатся осреднённые значения биометрических размеров людей с их разделением по возрастам и полу и с указанием их возможного разброса.

Вместе с этим нужно иметь в виду, что антропометрические параметры и ограничения костной и суставной подвижности человека сугубо индивидуальны. Это означает, что при выборе параметров движений тренажёра или придётся ограничиться минимально возможными направлениями и диапазонами реабилитационных движений руки, или – использовать результаты измерений индивидуальных геометрических параметров пациента и соответствующих средств для настроек параметров мехатроники тренажёра.

Геометрическая модель руки

Модель позиционной «конфигурации» многозвенной руки в каждый момент времени описывает геометрию взаимных положений её звеньев – плеча, предплечья, кисти и пальцев. Связи этих элементов ограничены допустимыми значениями угловых и координатных параметров конфигурации, которые в общем случае определяются размерами руки.

В суставно-поворотной модели для каждой текущей конфигурации руки должны быть определены взаимно-однозначные отношения связей 27 свободных значений суставных углов и 54 параметров пространственной ориентации 18 модельных тел руки. Требуемого взаимно-однозначного отображения 27 и 54 векторных параметров можно достигнуть, если из 54 параметров ориентации лишь 27 произвольны, а остальные 27 ограничены условиями связи тел. У модели геометрии руки эти связи возникают в виде упомянутых условий костных ограничений подвижностей для суставных осей руки.

Сказанное означает, что из 81 скелетного ограничения возможных конфигураций руки 27 ограничений являются требуемыми угловыми ограничениями пространственных направлений суставных осей, а остальные 54 ограничения описывают линейные (координатные) трёхмерные условия связи 18-ти модельных тел. Может показаться, что 18 тел должны иметь всего $17 \cdot 3 = 51$ линейных условий промежуточных шарнирных связей. Однако это так лишь для линейной схемы связей тел, в то время, как у руки имеется пяти-пальцевая кисть. Это приводит к тому, что 18 учитываемых тел руки связаны, как это было показано на рис. 5 и 6 18-ю шарнирами, и число их координатных связей равно 54.

Геометрически координатные и ориентационные связи в рассматриваемой здесь модели руки определяются предположениями:

- о линейных размерах межсуставных расстояний звеньев плеча, предплечья и 15 фаланг пальцев кисти руки.
- о совпадении центров шарниров модельных звеньев руки;
- о взаимно ортогональных и фиксированных направлениях оси каждого из шарниров звена в связанных системах координат звена;
- о биометрических ограничениях углов подвижности соседних звеньев вокруг их общей шарнирной оси.

Ниже описаны подробности определения взаимных положений систем координат, связанных с межсуставными направлениями плечевого, локтевого и лучезапястного суставов руки (рис. 8), и – параметров взаимных вращений основных элементов в простейшей модели кисти руки с пальцами (рис. 9).

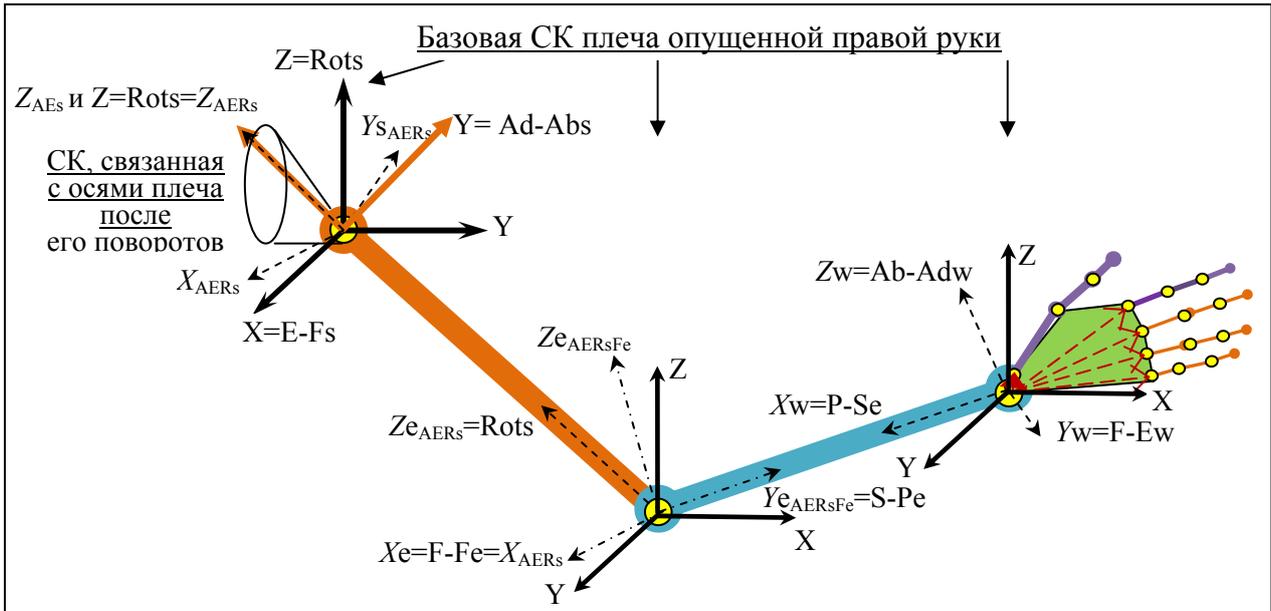


Рис. 8. Звенья, суставы и суставные системы координат модели правой руки

На рисунке показана модель геометрических отношений вытянутой вперёд правой руки человека, состоящей из стержней плеча и предплечья, соединяющих центры суставов плеча, локтя и лучезапястного сустава кисти. Межцентровые расстояния и ориентация суставных осей в теле человека предполагаются известными и взаимно ортогональными. К лучезапястному суставу присоединено модельное тело кисти с пальцами.

Жирными стрелками показаны направления базовой правой системы координат, оси которой коллинеарны направлениям линий пересечения продольной (сагиттальной), поперечной (фронтальной) и горизонтальной плоскостей человека. Относительно этих направлений описываются движения руки в сферическом суставе плеча. Обозначения осей совпадают с обозначениями рис. 5 и 6. Направления осей базовой системы координат соответствуют положительным углам первого движения в имени оси (для правой руки это – отведение (A) вправо, сгибание (F) вперёд и вращение (R) справа-налево). Углы A и F отсчитываются от начального положения опущенной руки, а угол R – от руки, вытянутой вперёд. Показано и наличие области свободы плеча от возможных движений кости ключицы и лопаточной кости.

Пунктирными стрелками показаны положения осей систем координат, связанных с стержнем плеча, стержнем предплечья и с телом кисти. Показанные направления осей этих связанных систем координат выбраны из удобства выполнения конфигурационных преобразований путём выбора предполагаемой последовательности трёх- или двух-осевых суставных вращений в последовательности осей X, Y и Z.

Искомые решения прямой или обратной конфигурационной задачи (прямые и обратные взаимные определения суставных углов и позиционных векторов их осей в базовой системе координат) получаются последовательным применением операторов угловых или координатных преобразований для реализации суставных движений стержневых моделей плеча, предплечья и кисти руки – движений их сгибаний-выпрямлений, приведений-отведений и осевых поворотов пронации-супинации предплечья.

Удобство такого операторного описания движений руки связано с тем, что построения требуемого движения могут совершаться вокруг любых осей суставных вращений, – так или иначе определённых и не обязательно ортогональных.

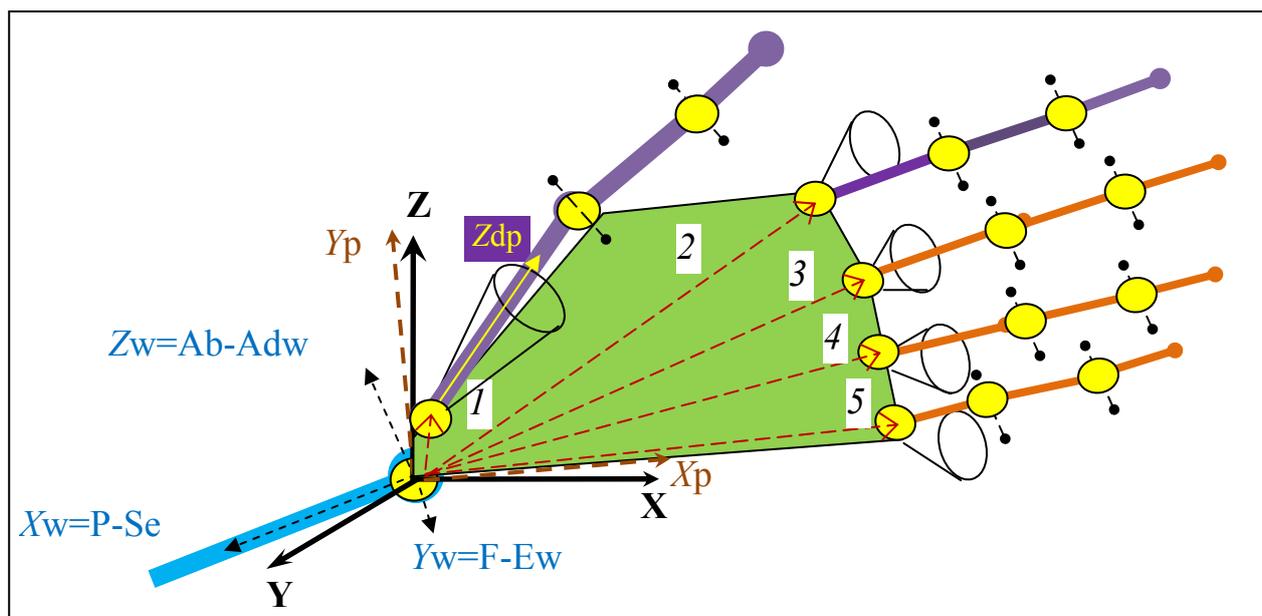


Рис. 9. Геометрическая модель кисти правой руки

Координаты запястно-пястного шарнира большого пальца (лат. *digitus primus*) и фаланго-пястных шарниров пальцев определены векторами 1..5 (моделирующими пястные кости ладони) в системе координат $\{X_p, Y_p\}$, связанной с ребром ладони и плоскостью модельного шестиугольника тела запястья.

Оси F-E и Ab-Ad сгибания-разгибания и отведения-приведения этих шарниров и оси F-E шарниров фаланг пальцев были показаны ранее на рис. 6. Здесь показана дополнительная ось Z_{dp} для «циркумдукции» – небольшой вращательной подвижности ($< 30^\circ$), участвующей в важном схватывающем движении «противопоставления» большого пальца другим пальцам руки.

Таким образом, модельные координаты шарниров пальцев и направлений их осей задаются в системе координат запястно-пястного тела кисти $\{X_p, Y_p\}$, малоподвижного в системе координат лучезапястного шарнира $\{X_w, Y_w, Z_w\}$. Это определяет в текущем конфигурационном положении стержня предплечья возможные направления фаланг пальцев в базовой системе координат.

Требуемые области скелетных ограничений фаланг пальцев кисти описываются углами и плоскостями фаланговых движений (последние – не обязательно компланарны) и эллиптическими конусами проксимальных фаланговых подвижностей, показанными на рисунке. Таким способом в связанной системе координат каждого шарнира относительно его центра и осей подвижности определяются диапазоны допустимых движений элементов кисти в выбранном направлении.

Это позволяет, используя операторы конфигурационных преобразований связанных систем координат соседних звеньев, определить «люфтовые» пределы взаимных шарнирных позиций пальцев кисти, при формировании тренажёрных движений концевых (дистальных или промежуточных) их фаланг.

Более того, оперативное (т.е. – непосредственно в процессе формирования нужного тренажёрного движения) знание «люфтовых» диапазонов кистевых движений позволяет безболезненным образом получать требуемые конфигурации руки под действием тренажёрных движений кисти на границе её скелетных и диапазонных ограничений. Для этого в каждый момент тренажёрного движения необходимо определять реальные границы костной и суставной подвижности прикреплённых к тренажёру элементов кисти руки в направлении, ортогональном текущему конфигурационному направлению оси требуемого суставного поворота плеча или предплечья руки.

Геометрические преобразования параметров подвижности руки

Итак, при тренажёрной реализации одновременных движений всех суставов и звеньев руки – от дистальных фаланг пальцев до сустава плеча – для контроля безопасности получаемых суставных вращений следует, как было сказано, определять и учитывать в реальном времени геометрические параметры 27 угловых ограничений подвижности и 54 векторных координатных условий связи 18-ти тел. Однако эта задача заметно упрощается в случае, когда рассматривается мехатроника реабилитационных тренажёров только кисти (или даже – только пальцев руки), либо – тренажёров трёх суставов руки без формирования движений пальцев кисти. Например, в последнем случае модель руки (см. выше рис.5) имеет лишь 7 степеней свободы для двух тел с 12 параметрами их положения и ориентации и 3 сустава с двумя параметрами их костных ограничений.

В любом из этих случаев для описания конфигурационных параметров руки или кисти в рассмотрение обычно вводятся следующие параметры геометрии позиций и направлений [8]:

- Линейные размеры расстояний между центрами суставов руки и её кисти.
- Описание положения и ориентации в пространстве осей базовой системы координат, используемой для описания конфигураций руки и её кисти.
- В базовой системе координат векторы начал рассматриваемой совокупности систем координат суставов многозвенного элемента руки.
- В базовой системе координат вектор начала системы координат некоторого сустава и совокупность углов поворотов вокруг осей совокупности суставов рассматриваемого элемента руки.
- Эйлеровы углы и/или связанные с ними направляющие косинусы в базовой системе координат для описания ориентации осей систем координат рассматриваемых суставов и/или звеньев.
- Принятые в профессиональной среде (далее – «медицинские») углы F-E, Ab-Ad, Rots и P-Se конфигурационных поворотов относительно фиксированных осей координат для описания ориентации рассматриваемого элемента руки.

В этих параметрах возникает три круга вычислительных проблем, которые мы опишем на содержательном уровне без показа очевидных формул:

1. Задачи преобразования параметров описания ориентации звеньев руки для известной их конфигурации.

Среди этих задач присутствуют как достаточно очевидные взаимные преобразования направляющих косинусов и углов Эйлера, так и несколько менее известные преобразования в эти параметры медицинских углов.

Содержательный смысл медицинских углов разгибания-сгибания и отведения-приведения строго определён лишь для отдельных движений двухзвенника костей, – как увеличение-уменьшение углового расстояния между рассматриваемыми костями двухзвенника. Например, для плечевой кости это – два независимых движения в сагиттальной или фронтальной плоскостях, относительно их фиксированных ортогональных осей X и Y в аксиальной плоскости. При этом, нулевые значения углов связываются с некоторым нейтральным положением, определяемым отсутствием мышечного усилия.

Геометрический смысл суммирования углов F-E и Ab-Ad при двустепенном движении вектора относительно фиксированных ортогональных осей X и Y аксиальной плоскости не определён однозначно, если не указана последовательность движений (поскольку при фиксировании двух осей поворотов одно из движений всегда является коническим).

Ниже медицинские углы определяются в стиле углов Эйлера-Крылова: повороты осей в данном случае всегда выполняются просто в порядке их обозначений X, Y, Z , и следующие повороты выполняются около новых положений осей. А выбранные «межугловые» наименования осей при указанном порядке последовательных поворотов отвечают с одной стороны сохранению физической параллельности направлений осей локтевого и лучезапястного суставов, а с другой стороны – соответствуют принятым определениям направлений вращения медицинских углов.

Медицинские углы и оси их поворотов показаны на рис. 8 и 9.

2. Прямые конфигурационные задачи – задачи определения координатного описания параметров пространственного положения и ориентации элементов руки по заданной совокупности известных значений суставных или медицинских углов.

Прямая конфигурационная задача с заданной совокупностью углов в суставах сводится к очевидному перемножению ортогональных матриц суставных поворотов звеньев руки для определения новой ориентации её звеньев. Затем выполняются переносы начал систем координат, связанных с суставами, вдоль найденных новых направлений их осей.

3. Обратная конфигурационная задача это – задача построения заданной позиции и ориентации выбранного элемента руки и связанная с этим задача определения всех требуемых суставных углов. Поскольку решение различных типов обратных конфигурационных задач представляет собой основное содержание формирования тренажёрных движений руки, остановимся на этом вопросе несколько подробнее.

Пусть в некоторой декартовой системе координат заданы координаты относительного положения сустава плеча и лучезапястного сустава руки с параметрами требуемой ориентации кисти. В качестве поясняющего примера (см. Рис.10а) рассмотрим проблему построения рабочих движений руки с компьютерной мышкой. В этом случае пусть заданы позиции плечевого сустава $\mathbf{R}_{S0}=\{X_{S0}, Y_{S0}, Z_{S0}\}$, лучезапястного сустава $\mathbf{R}_{W0}=\{X_{W0}, Y_{W0}, Z_{W0}=0\}$, расположенного на горизонтальной плоскости высоты держания мышки, и ориентация оси X_{p0}^0 кисти руки (верхним индексом « 0 » здесь обозначены единичные векторы). Пусть векторы с нижним индексом « $_0$ » заданы в декартовых координатах так приподнятой «плоскости стола» с их началом на её переднем крае и с осью X_0^0 , направленной вперёд. Тогда определение искомым суставных углов руки выполняется, исходя из следующих соображений.

Вектор разности $\mathbf{R}_{SW0}=\mathbf{R}_{W0}-\mathbf{R}_{S0}$ координат плечевого и лучезапястного суставов представляет собой вектор оси пучка плоскостей возможных позиций двухзвенника в пространстве, а его модуль определяет конфигурацию треугольника двухзвенника руки и требуемый угол F-Fe локтевого сустава. Из всех возможных положений плоскости двухзвенника выберем ту, которая соответствует наиболее удобному положению руки, – при котором напряжение её мышц минимально. В простой геометрической модели костей руки (без модели их мышечного аппарата) можно предположить, что наименьшее противодействие силам тяжести возникает при выполнении условия минимума квадратичной суммы отклонений от нулевых значений медицинских углов Ab-Ad, F-E, Rots и P-Ew плеча и кисти руки.

Наиболее допустимое положение локтевого сустава зависит от конкретных значений компонент X_{W0} , Z_{W0} , Y_{SW0} , Z_{SW0} и X_{p0x}^0 , X_{p0y}^0 трёх векторов \mathbf{R}_{W0} , \mathbf{R}_{SW0} и X_{p0}^0 , определяющих высоту и положение в глубине стола лучезапястного сустава, относительную высоту сустава плеча и направления кисти и оси пучка плоскостей искомого положения двухзвенника руки. Эти компоненты определяют способ и место опоры предплечья руки на столе (опирается на лучезапястный сустав или на край стола или – лежит на столе).

При этом предполагается, что необходимые для вычислений параметры свободного мышечного положения руки измерены и известны. Имеются ввиду:

- направление нуля мышечных усилий отведения-приведения кисти в её системе координат $\{X_{p0}^0, Y_{p0}^0\}$ и

- геометрический профиль $h(X_w)$ высоты точек дистального конца стержня предплечья из-за деформации тела руки пациента при её опоре на край стола (определяемого условием высоты держания мышки кистью руки).

Требуемые вычисления удобно описывать и производить на языке операторов поворотов и смещений расширенной векторной алгебры (РВА) [9], [10]. Удобство этих операторов заключается в очевидной необходимости используемых преобразований и, главное, в независимости содержания операторов от используемых систем координат. Для обеспечения координатной независимости многие векторные операторы определены (и вычисления выполняются) в системах координат, присоединённых к двум выбранным векторам, один из которых определяет первую координатную ось, а второй – первую координатную плоскость. В этих присоединённых системах координат легко определять векторы проекций векторов и углов их требуемого вращения, выполнять операции построения нужных плоскостей, операции касания, пересечения или смещения векторов между собой или их смещения с заданной плоскостью.

Основная идея расширения операций векторной алгебры, используемых для решения построения движений руки, заключается в добавлении в алгебраическое множество угловых переменных с тригонометрическими операциями их вычисления и, главное, – полезных операций прикосновения, смещения и пересечения векторных объектов. Помимо стандартных операций векторной алгебры описанная в [10] спецификация операторов РВА, включает 28 операторов, распределённых по 7 разделам специфики преобразований. Разделы объединяют 7 операторов построения векторных объектов, 5 операторов движения векторных объектов, 4 оператора смещения векторов, заданных в разных системах координат, 3 оператора прикосновения вектора к вектору, к линии и к плоскости, 4 операции определения углов и расстояний, 2 операции определения характеристик двухзвенников и 3 операции определения конфигурационных характеристик роботов-манипуляторов.

Применительно к рассматриваемой здесь задаче построения требуемой конфигурации описанной выше модели руки первым используется оператор «ХВДЗ» (*характеристики вращаемого двухзвенника*). Этот оператор позволяет по заданным размерам звеньев и векторам \mathbf{R}_{W0} и \mathbf{R}_{S0} позиций шарниров кисти и плеча, заданным в системе координат стола, определить в той же системе координат направления векторов стержней плеча и предплечья – с векторами связанных с ними ортов систем координат шарниров. Эти параметры определяются для указанного (здесь – вертикального с локтём вниз) положения плоскости двухзвенника. Одновременно с этим определяются и углы треугольника двухзвенника.

Далее для выбора нужного положения плоскости руки в пространстве следует применить оператор «ОПР» (*однопараметрический разворот*), реа-

лизующий конический поворот системы координат вокруг определённого вектора по заданному целевому условию поворота. В данном случае реализуется поворот вокруг вектора \mathbf{R}_{Sw_0} системы координат $\{X_w, Y_w, Z_w\}$ связанной со стержнем предплечья (см. рис. 9) из определённого предыдущим оператором положения до выполнения условий:

а) Если компонента $X_{w_0} > \Delta$ (т.е. лучезапястный сустав лежит на столе и достаточно далеко в глубине стола) и деформационная высота опорной точки стержня предплечья $h(X_w) = 0$ то целевым условием оператора является простое условие *совмещения* вектора стержня предплечья с горизонтальной плоскостью стола. Геометрически этому соответствует пересечение конуса с плоскостью, содержащей вершину конуса, что определяет два вектора и аналитически означает необходимость решения квадратного уравнения.

б) Если компонента $X_{w_0} > \Delta$ (лучезапястный сустав лежит на столе в глубине стола), но $h(X_w) \neq 0$, то целевым условием оператора «ОПР» является *прикосновение* вектора стержня предплечья к горизонтальной линии $L = \{0, Y_0, Z_0 = h(X_w)\}$. Положение вектора стержня предплечья при *прикосновении* к линии L определяется внутри оператора ОПР итерационным обращением к оператору «КВЛ» (*касание вектора с линией*), который возвращает два вектора геометрии точек пересечения сферы с прямой с помощью решения квадратного уравнения. Заметим, что получаемые двойные решения соответствуют положению двухзвенника локтём вверх или вниз, что позволяет легко выбрать нужное решение.

в) – Если компонента $X_{w_0} < \Delta$ (лучезапястный сустав лежит вблизи его края стола, и предплечье может быть опущено вниз), то целевым условием оператора «ОПР» является $\min \Phi = AbAd^2 + FE^2 + Rots^2 + PEw^2 + AbAdw^2 + FEw^2$, т.е. условие упомянутого выше минимума квадратичной суммы отклонений от нулевых значений медицинских углов плеча и кисти руки – физиологическое условие минимального напряжения мышц руки. Выполнение этого условия реализуется итерационным алгоритмом оператора (методом дробления угла поворота) с использованием предусмотренного способа обращения к внешней функции для вычисления значения целевого условия.

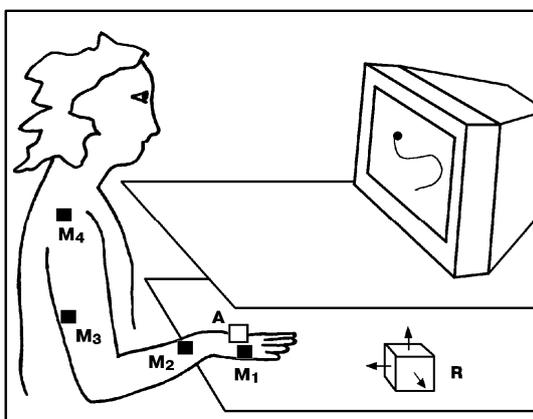
В результате полученного поворота плоскости двухзвенника становится известными направления вектора нормали к плоскости двухзвенника Z_w^0 и вектора оси предплечья $X_{w_0}^0$. Эти данным определяются векторы предплечья и плеча и – угол плеча F-Fe. Затем применениями оператора «ДПР» (*Двухпараметрический поворот систем координат*) находятся углы Ab-Ads, F-Es, Rots, P-Ew, Ab-Adw и F-Ew из условий совмещения полученных и исходных осей систем координат суставов и заданного вектора направления кисти.

Построение геометрической модели руки

Выше была упомянута важная проблема разработки средств измерений для определения индивидуальных антропометрических параметров пациента. В частности, была показана желательность знания суставных углов с наименьшими мышечными усилиями у свободно лежащей на столе руки. Искомые параметры многозвенной и многосуставной модели руки описывается геометрическими размерами звеньев, координатами центров суставов и значениями суставных углов. Суставные углы и геометрические размеры модели должны вычисляться по данным регистрации конфигураций тела конкретного человека, для реализации которой могут быть использованы видеокамеры, механические или электромагнитные биомехатронные системы.

Авторы статьи имеют положительный опыт использования электромагнитных систем типа Spatial Tracking System (Fastrack™ Polhemus), Flock of Birds, MiniBirds и TrakStar (Ascension Technology Corporation). Эти системы регистрации движений имеют высокую точность, если расстояние от датчиков до координатной базы с источником магнитного поля не превышает 1 м. Они – компактны, удобны для использования в условиях больницы и все шире применяются в исследовательских и клинических целях.

Для регистрации движений руки используются 4 датчика, устанавливаемые на лопатке, плече, предплечье и кисти (Рис. 10 а). Для регистрации движений пальца используются 4 датчика, устанавливаемые на тыльной поверхности кисти и на фалангах пальцев (Рис. 10 б). С каждым из датчиков системы связана собственная система координат. В каждый момент времени регистрируется три координаты и три независимых угла вращения, определяющие положение и ориентацию собственных осей датчика относительно неподвижных осей, связанных с базой.



а)



б)

Рис. 10. Высокоточная регистрация электромагнитными датчиками движений руки (а) и пальцев (б)

Набор регистрируемых параметров, таким образом, является избыточным: для описания 7-и степеней свободы руки и для 4-х степеней свободы каждого пальца имеется 24 параметра (три координаты и три угла вращения для каждого их 4-х датчиков). Эта избыточность в работах [11], [12] была использована для оптимизации алгоритмов вычисления параметров кинематической схемы руки и значений её суставных углов.

Метод, предложенный в этих статьях, основан на минимизации «ошибки прямой кинематики» и состоит из трёх шагов. Сначала по пассивным движениям в каждом суставе руки определяются параметры этого сустава: положение и ориентация осей вращения относительно систем координат датчиков, установленных на звеньях, образующих сустав. Затем координаты и ориентации датчиков вычисляются, исходя их параметров суставов. «Ошибка прямой кинематики» – сумма квадратов разностей между вычисленными и зарегистрированными положениями и ориентациями датчиков – минимизируется с целью определения углов вращения относительно осей суставов.

Описываемый метод с одной стороны включает способ определения индивидуальных анатомических осей вращения и допустимых углов вращения относительно этих осей, а с другой стороны, – предлагает способ оценки точности модели (этот способ остаётся, по-видимому, единственным, позволяющим оценить точность общепринятой модели твёрдых тел, соединённых идеальными шарнирами).

Таким образом, исследования руки конкретного пациента подтвердили возможность описания её кинематической схемы в виде векторов центров плечевого, локтевого и лучезапястного суставов руки в выбранной базовой системе координат и их осей вращения, в системах координат, связанных с модельными векторами плеча и предплечья, соединяющими центры суставов. Векторы осей суставных вращений принимаются ортогональными и пересекающимися в центре каждого сустава, но их реальные направления у расслабленной руки конкретного пациента не обязательно будут параллельными принятым осям шарового шарнира (см. рис. 5 и 8). Однако, в виду индивидуальных особенностей костно-мышечного устройства руки положения центров её суставов, относительные направления их осей и предельные значения соответствующих углов подвижности, вообще говоря, нужно измерять при разных конфигурациях положения руки в поле сил тяжести. Эти обстоятельства, как было отмечено выше, крайне важно знать и учитывать при формировании в системе управления тренажёром реабилитационных движений и/или мышечных стимуляций руки, поскольку формируемые движения должны соответствовать привычным ощущениям пациента.

Кинематика модели руки

Кинематика модели руки описывается в виде зависимостей от времени регистрируемых изменений суставных углов.

Кинематика многосуставного движения регистрировалась и анализировалась для следующих двигательных задач:

- управления курсором на дисплее с помощью целенаправленных движений руки, перемещающей компьютерную мышь [11] (Рис. 10а),
- смыкания большого и указательного пальцев с разными амплитудами и скоростями [13],
- выполнения высокоточного удара в процессе обработки камня [14],
- выполнения клинических тестов больными с различными травмами кисти [15], [16] (Рис. 10б).

Общий вывод всех перечисленных исследований состоит в том, что для одной и той же стереотипной двигательной задачи движения в суставах носят ярко выраженный индивидуальный характер даже в норме. При выполнении рабочих движений рук это обстоятельство связано с профессиональными навыками работника [14]. Но существует и другая причина, имеющая важное значение для реализации математической модели движений руки. Дело в том, что, как было уже сказано, анатомия суставных поверхностей также сугубо индивидуальна, и поэтому не существует универсальной модели положения и ориентации осей вращения в суставе. И наконец, в случае двигательной патологии индивидуальность кинематики движения, а также способа восстановления движений в процессе лечения выражены еще сильнее. Этот вывод подтверждается и литературными данными [17], [18], [19].

Как будет показано ниже, нейрофизиологически адекватное управление движением руки – это управление по сигналам обратной связи от величины суставного угла двигаемой тренажером руки. Поэтому, для формирования и понимания правильности получаемого движения руки при управлении экзоскелетом необходимо интегрировать в реальном времени уравнения Лагранжа динамической модели руки.

Динамика модели руки

Углы вращения в суставах используются в качестве обобщенных координат для уравнений Лагранжа, записанных в виде тензорной свёртки [20], [21]. Такая форма уравнений динамики удобна для описания многосвязных систем со многими степенями свободы по следующим причинам:

во-первых, тензорная свёртка уравнений Лагранжа не требует записи в явном виде выражения для кинетической энергии системы твердых тел;

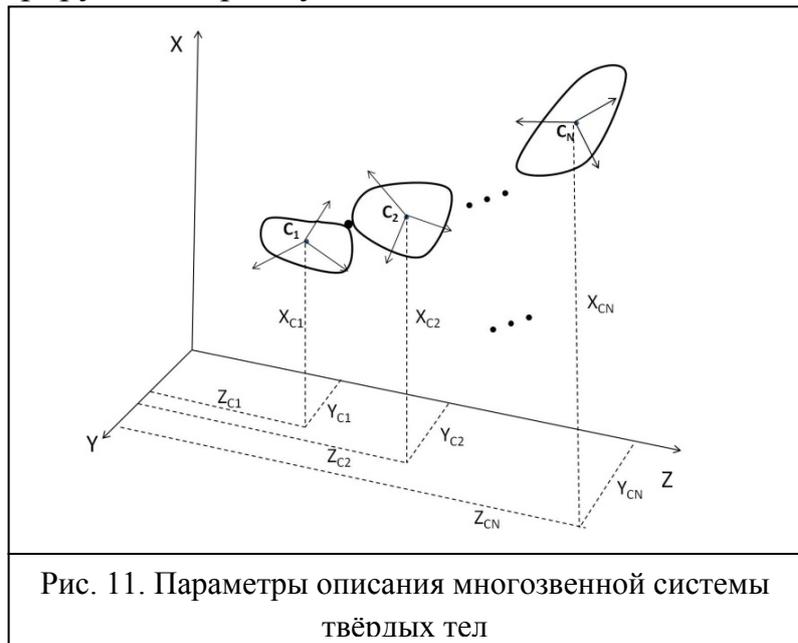
во-вторых, она представляет собой стандартный способ записи уравнений кинематики системы, благодаря чему универсальным образом описывается динамика системы произвольной конфигурации.

Наконец, уравнения Лагранжа в тензорной форме, благодаря индексным обозначениям, имеют компактный вид и удобны для программирования.

Формат статьи не позволяет вдаваться в теоретические подробности тензорного описания динамики систем твердых тел. Далее приводится лишь краткое описание формализма, предложенного Г.В.Корневым в монографиях [20], [21], которое иллюстрирует его преимущества.

Для описания системы твёрдых тел вводятся:

- а) неподвижная система координат и
- б) связанные системы координат, начало которых совпадает с центром масс звеньев, а оси направлены вдоль главных центральных осей инерции (Рис. 11).



Для описания кинематики модели руки используются два набора систем координат – опорные и обобщённые. Опорные координаты это – координаты X_{Ci} , Y_{Ci} , Z_{Ci} начал систем координат, связанных со звеньями, в неподвижной системе координат и Эйлеровы углы ψ_{Ci} , θ_{Ci} , γ_{Ci} , $i = 1, 2, \dots, N$ (N – число тел в системе), определяющие ориентацию связанных осей относительно неподвижных. Таким образом, опорные координаты описывают систему свободных твердых тел. Для их обозначения используется сквозная нумерация с верхними индексами в виде ξ^p ($p = 1 \dots 6N$). Таким образом, для описания системы, состоящей из N твёрдых тел, имеется $6N$ опорных координат:

$$\begin{array}{cccccccc} X_{C1} & Y_{C1} & Z_{C1} & \psi_{C1} & \theta_{C1} & \gamma_{C1} & \dots & X_{CN} & Y_{CN} & Z_{CN} & \psi_{CN} & \theta_{CN} & \gamma_{CN} \\ \xi^1 & \xi^2 & \xi^3 & \xi^4 & \xi^5 & \xi^6 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \xi^{6N-1} & \xi^{6N} \end{array}$$

В качестве обобщённых координат η^λ используются суставные углы, соответствующие поворотам относительно центров вращения (как, например, в плечевом суставе руки) или относительно осей вращений (как, например, в

локтевом суставе). Число этих координат соответствует числу степеней свободы моделируемой системы. Например, для описания движений приведенной выше модели руки человека необходимо 7 обобщенных координат, а для описания движений модели пальца – 4 (см. рис. 5, 6 и 8, 9).

Кинематика системы описывается в виде зависимостей опорных координат от обобщенных:

$$\xi^p = \xi^p(\eta^\lambda), \quad (1)$$

где $\lambda=1, 2, \dots, L$ (L – число степеней свободы). Уравнения (1) называются уравнениями связей, т.к. они связывают избыточное число опорных координат и минимально необходимое число обобщенных координат, использующихся для описания механической системы. Матрица частных производных

$\frac{\partial \xi^p}{\partial \eta^\lambda}$ опорных координат по обобщенным координатам называется структурной матрицей модели.

Уравнения Ньютона-Эйлера также записываются с использованием сплошной индексации с суммированием по повторяющемуся индексу:

$$b_{pq} \ddot{\xi}^p + B_{p,qr} \dot{\xi}^q \dot{\xi}^r = X_p + S_p + R_p. \quad (2)$$

Здесь $p, q, r = 1, 2, \dots, 6N$, N – число тел в системе; b_{pq} – это метрический тензор, $B_{p,qr}$ – символ Кристоффеля, X_p, Y_p, Z_p – силы и линейные комбинации моментов сил, действующих на систему: X_p – внешние силы (например, силы веса) и линейные комбинации их моментов, S_p – управляющие силы (например, усилия мышц) и линейные комбинации их моментов и R_p – силы реакций в суставах и линейные комбинации их моментов. Таким образом, каждый член в правой части уравнения (например, X_p) представляет собой $6N$ -мерный вектор:

$$X_p = \begin{pmatrix} F_{1x} \\ F_{1y} \\ F_{1z} \\ M_{1x}^* \\ M_{1y}^* \\ M_{1z}^* \\ \dots \\ M_{Nz}^* \end{pmatrix}, \text{ где}$$

$$M_{nx}^* = (M_{nx} \cos \gamma_n - M_{ny} \sin \gamma_n) \cos \theta_n + M_{nz} \sin \theta_n$$

$$M_{ny}^* = M_{nx} \sin \gamma_n + M_{ny} \cos \gamma_n$$

$$M_{nz}^* = M_{nz}$$

F_{nx}, F_{ny}, F_{nz} – силы, действующие на звено n в неподвижной системе координат,

где $\lambda, \mu, \nu = 1, 2, \dots, L$ (L – число степеней свободы системы). При этом произведение с последующим суммированием структурной матрицы с силами реакций $\frac{\partial \xi^p}{\partial \eta^\lambda} R_p$ тождественно равно нулю, если связи между телами идеальны (связи между телами удерживающие, трение отсутствует). В уравнениях (3) $c_{\lambda\mu}$ и $C_{\lambda,\mu\nu}$ представляют собой соответственно метрический тензор и символ Кристоффеля в обобщённых координатах, а Y_λ, P_λ – обобщённые внешние и управляющие силы.

Описание кинематики и динамики систем твердых тел уравнениями (1) – (3) представляется существенно более простым по сравнению с алгоритмами, предлагаемыми в литературе [22], [23], [24], [25]. Как видно из вышеизложенного, формализм Г.В.Коренева не накладывает никаких ограничений на вид кинематической цепи: она может быть как замкнутой, так и разомкнутой, как последовательной, так и разветвляющейся. Уравнения кинематики (1) являются единственным неформальным шагом описания системы. Коэффициенты уравнений динамики (2) и (3) вычисляются стандартным образом; для этих вычислений необходимо лишь знание значений масс, моментов инерции звеньев и вид структурной матрицы модели. Таким образом, этот тензорный вид уравнений динамики действительно является универсальным и, благодаря индексным обозначениям, компактным и удобным.

Описанный формализм был применён при расчётах суставных моментов для элементарных движений пальцев руки – сгибания-разгибания в отдельных суставах и в совокупности суставов пальцев и отведения-приведения в пястно-фаланговых суставах [26]. Расчет суставных моментов в суставах большого и указательного пальцев проводился также для анализа адаптации кинематических и динамических синергий к изменениям параметров «точностного схвата» – смыкания кончиков большого и указательного пальцев [13]. Подобные расчеты суставных моментов применялись и в клинических задачах – для оценки восстановительного процесса после операций на кисти [15], [16].

Двигательные синергии

Кинематический (число степеней свободы) и динамический (число мышц, обслуживающих каждую степень свободы) аппарат человека механически избыточен для решения подавляющего большинства двигательных задач. Например, чтобы попасть пальцем в фиксированную точку во внешнем пространстве, нужно три степени свободы, в то время как рука имеет их семь, а палец – еще четыре. Таким образом, существует множество (формально, – континуум) способов реализовать даже такое простое движение.

Избыточность кинематического и мышечного аппарата человека является фундаментальным свойством, дающим широкие возможности для приспособляемости движения [27], в том числе к той или иной форме патологии [28], [29].

Для управления таким избыточным аппаратом в нервной системе формируются так называемые двигательные синергии управляющих команд [30], которые проявляются в согласованных изменениях суставных углов (кинематические синергии) и суставных моментов (динамические синергии). Связь между кинематическими и динамическими синергиями определяется сложным динамическим взаимодействием звеньев биомеханической цепи. Движение каждого сегмента оказывает воздействие на движение всех остальных, а активация любой мышцы вовлекает в движение все сегменты, а не только те, к которым эта мышца прикреплена. Как следствие, наличие кинематических синергий не означает наличия динамических и не свидетельствует о простоте управляющей команды.

Управление многозвенной биомеханической системой было бы много проще, если бы существовали классы движений, для которых кинематическая синергия имела бы место одновременно с динамической. Такие движения могли бы составлять репертуар модулей двигательного управления.

Как было показано в работах [31 – 34], движения наклонов корпуса, соответствующие собственным векторам линеаризованных уравнений Лагранжа, удовлетворяют этим условиям: для них динамическая синергия суставных моментов влечет за собой кинематическую синергию суставных углов. Классы таких движений получили название «естественных» синергий. В этих работах была выдвинута гипотеза, согласно которой естественные синергии не есть лишь формальный инструмент для удобного описания движения. Они представляют собой независимые единицы двигательного управления, служащие для решения функционально разных поведенческих задач. Результаты анализа «естественных» синергий руки человека подтверждают эту гипотезу [35]. Таким образом, в биологически адекватной системе управления экзоскелетом руки человека должна быть предусмотрена возможность управления «естественными» синергиями по прямой и обратной связи.

Необходимо отметить, что решение проблемы избыточности путём выделения алфавита «естественных» синергий не является общепринятым. Некоторые авторы полагают, что для преодоления избыточности скелетного и нервно-мышечного аппаратов нервная система решает некоторую задачу оптимизации управления [36]. Авторам статьи это предположение для аппарата управления живой системы представляется достаточно искусственным.

Управление по сигналам нервной системы пациента

Неизбежность использования в живой системе управления по сигналам обратной связи была сформулирована в классической работе Н.А. Бернштейна [37] его термином «рефлекторное кольцо» в противовес знаменитой «рефлекторной дуге» И.П. Павлова. Необходимость рефлекторного кольца определена тем, что мозг заранее не может знать, к какому движению приведут его команды, которые поступают на мышцы [38]. Это связано, во-первых, с вязко-упругими свойствами мышц-антагонистов, управляющих в режиме дифференциального управления («коактивации») движением в суставе, а, во-вторых, со сложностью зависимости сил реакций в суставах от совершаемого движения. Поэтому с очевидностью, в процессе движений человека мозгом должны формироваться корректирующие команды, позволяющие достичь желаемой цели. Трудности формирования таких команд определяются физиологическими особенностями мышечного управления:

- а) значительной временной задержкой сигналов обратной связи (50-100 мс) и
- б) низкой суставной жёсткостью, создаваемой упомянутой коактивацией мышц-антагонистов.

Знание параметров рефлекторного кольца (особенно в случае патологии движений) необходимо для организации управления тренажёром руки с учётом суставной податливости и задержек в получении мозгом пациента центростремительных нервных сигналов обратной связи («сигналов афферентации»).

В связи с этим было показано, что сустав можно моделировать вязко-эластичной пружиной с временной задержкой [39]. Экспериментальная проверка этой модели проведена в работах по моделированию целенаправленных движений руки человека [40] и наклонов корпуса в сагиттальной плоскости [31], [32]. Индивидуальные значения жесткости и вязкости сустава определялись с помощью коротких случайных механических тестовых возмущений сегментов тела при целенаправленных движениях. Разумно предполагать, что центральная нервная система не успевает отреагировать на эти возмущения, и поэтому жесткость и вязкость нервно-мышечного аппарата могут быть вычислены с помощью регрессионного анализа изменений суставных силовых моментов в зависимости от изменений суставных углов и угловых скоростей, вызванных возмущением.

В модели с задержкой действующие моменты сил в суставах описывается уравнением линейного «ПД-возмущения»:

$$\Pi_{\lambda}(t) = \Pi_{\lambda}(t - \tau) + S_{\lambda\mu}[(\eta_{\lambda}^{\mu}(t) - \eta^{\mu}(t - \tau))] + V_{\lambda\mu}[(\dot{\eta}_{\lambda}^{\mu}(t) - \dot{\eta}^{\mu}(t - \tau))], \quad (4)$$

где $S_{\lambda\mu}$ – матрица жесткости, $V_{\lambda\mu}$ – матрица вязкости, $\eta^\mu(t)$ и $\dot{\eta}^\mu(t)$ – суставные углы и угловые скорости в момент t , $\eta_d^\mu(t)$ и $\dot{\eta}_d^\mu(t)$ – желаемые значения суставного угла и угловой скорости, τ – задержка по времени. Суставные углы $\eta^\mu(t)$, угловые скорости $\dot{\eta}^\mu(t)$ и угловые ускорения $\ddot{\eta}^\mu(t)$ вычисляются по данным регистрации движения. Суставные моменты P_λ рассчитываются с помощью уравнений (3) по заданной кинематике движения (т.е. по $\eta^\mu(t)$, $\dot{\eta}^\mu(t)$ и $\ddot{\eta}^\mu(t)$). Внешние силы Y_λ считаются заданными. Массы и моменты инерции звеньев, которые входят в выражения для метрического тензора и символа Кристоффеля, определяются для каждого испытуемого индивидуально с помощью антропометрических таблиц. Вязко-упругие свойства суставов – матрицы жесткости и вязкости $S_{\lambda\mu}$ и $V_{\lambda\mu}$ определяются с помощью линейной регрессионной модели, применённой для уравнения (4).

Этим способом на основе зарегистрированной кинематики движений рассчитывались вязко-упругие свойства локтевого сустава при неожиданной и управляемой разгрузке предплечья [41], суставов двухзвенной модели руки при её целенаправленных движениях [40], а также тазобедренного, коленного и голеностопного суставов – при разработке метода ранней диагностики нарушений функций тазобедренного сустава [42]. Модель управления по «естественным» синергиям позволяет рассчитать индивидуальные жесткости и вязкости суставов, обеспечивающие устойчивость при управлении с большой задержкой [43].

Таким образом, для реализации желаемого движения руки в контуре обратной связи системы управления экзоскелетом с использованием разработанных моделей должна быть предусмотрена возможность определения задержек времени получения мозгом афферентных сигналов и их учёта при формируемым тренажёром движений суставного угла. При этом желаемое движение должно задаваться управлением по сигналам нервной системы пациента.

Перспективное направление формирования сигнала обратной связи связано с проблемой его извлечения из данных по локализации источников электрической активности мозга (ЭлектроЭнцефалоГрамммы, ЭЭГ). Эти данные в настоящее время получают и исследуются в процессе работ по созданию интерфейса «мозг-компьютер» при совершении воображаемых испытуемым движений руки [44 – 46]. Разработка подобного интерфейса мозг-компьютер особенно актуальна для реабилитации постинсультных больных с полной потерей подвижности с помощью специальных тренажёров – «экзоманипуляторов руки».

Прототипы экзоманипуляторов

В рамках проекта РФФИ-офи-м «Разработка модели экзоскелетона руки человека и системы его сопряжения с интерфейсом мозг-компьютер» были спроектированы и изготовлены два прототипа экзоманипулятора, удовлетворяющих вышеупомянутым требованиям исследования интерфейса «мозг-компьютер».

Первый макет (рис. 12) представляет собой простейший инструментально-лечебный тренажёр. Он состоит из контроллера с двигателем, обеспечивающим по сигналам управляющего компьютера сжатие в кулак кисти больной или здоровой руки, расположенной внутри перчатки. Выпрямление пальцев руки обеспечивается упругим элементом перчатки – под компьютерным контролем уменьшения силы двигателя, сжимающей пальцы.



Рис. 12. Инструментально-лечебный тренажёр сгибания пальцев руки

Этот прибор создан, прежде всего, для исследований сигналов ЭЭГ в процессе разработки алгоритмов интерфейса «мозг-компьютер» и их использования в качестве управляющих сигналов для активизации компьютерного процесса сжатия руки в кулак. Другое назначение этого прибора заключается в его использовании в качестве реабилитационно-тренировочного тренажёра. В этом варианте, прибор обеспечивает повторяющиеся действия принудительного сгибания-разгибания пальцев пассивной послеинсультной руки с ожидаемым формированием новых нервных путей афферентных сигналов обратной связи и с одновременным их исследованием с помощью ЭЭГ.

Второй разработанный макет, также предназначенный для исследования возможностей формирования движений руки с кистью по сигналам интерфейса «мозг-компьютер», представляет собой более сложный инструментально-лечебный тренажёр руки. Он состоит из макета манипулятора и системы супервизорного управления его движениями и использует сетевые принципы реализации мехатроники управления.

Макет манипулятора для руки показан на фотографиях рис. 13. Манипулятор содержит 7 звеньев: плечо, предплечье, кисть, 4 пальца. Число степеней свободы манипулятора – 4: одна в плечевом суставе, две в локтевом суставе плюс одна степень свободы четырёхпалого схвата.

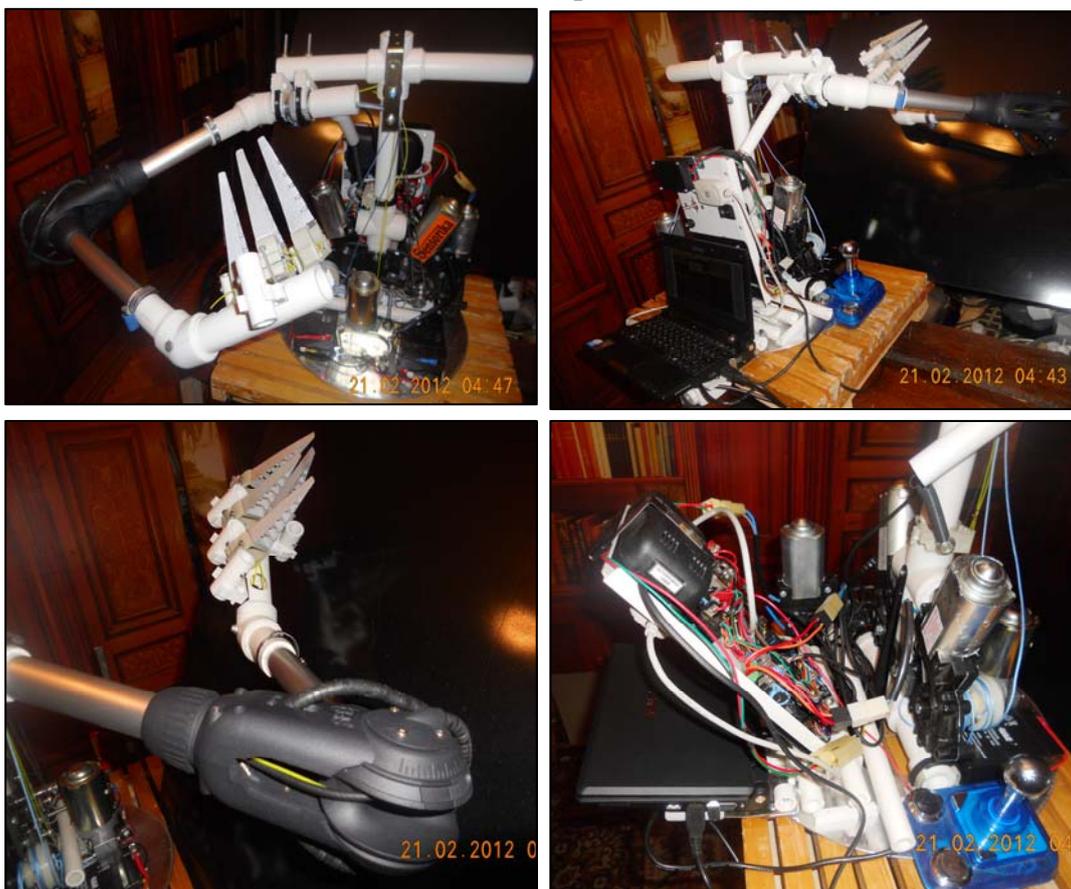


Рис 13. Макет инструментально-лечебного тренажёра руки.

Показаны:

- *основание с двигателями и управляющим ноутбуком (вверху),*
- *локтевое сочленение ROBOLINK и четырёхпалый схват (внизу слева).*

Конструкция манипулятора отличается тем, что все его приводные механизмы тяг вынесены в основание манипулятора, а сам манипулятор предельно облегчён (3.5 кг). В конструкции использованы 4 двигателя постоянного тока с самотормозящимися редукторами. Вес электроники в максимальном комплекте – 1900 г., ноутбук – 1200 г, общий вес макета – до 8-9 кг. Из соображений безопасности используется напряжение питания 12 В.

Алгоритмы и программное обеспечение управления манипулятором реализованы в ноутбуке и в плате электронного управления (см. рис. 14 и 15). Состав элементов системы управления показан на рис. 14.

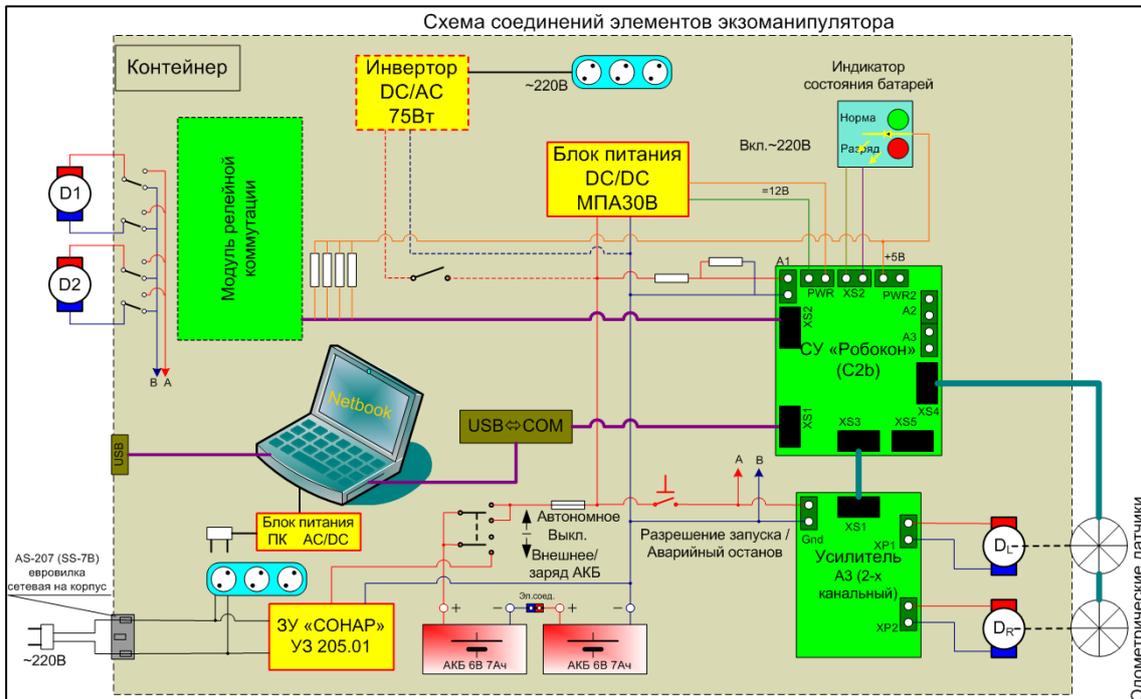
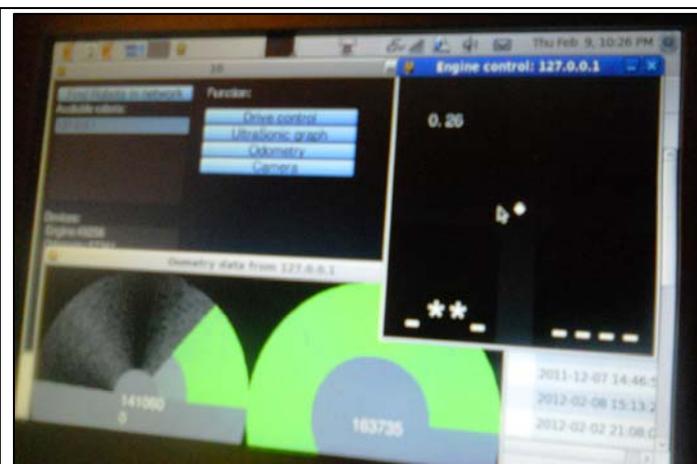
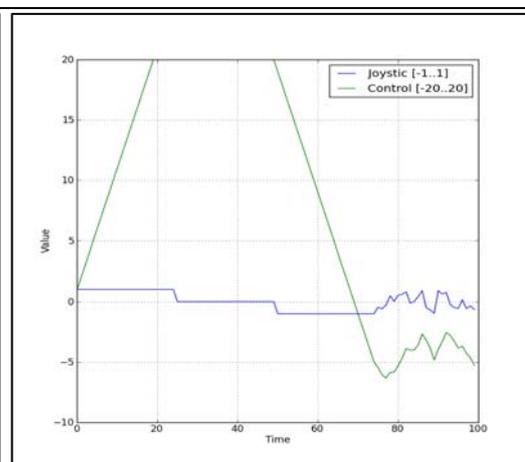


Рис. 14. Принципиальная схема системы управления манипулятором

На рисунке 15 слева показан интерфейс пользователя манипулятора на экране ноутбука. Раскрыты два окна — показания двух датчиков Холла, показывающих углы поворота в локтевом суставе (внизу) и поле управления суставным, плечевым суставами и схватом. Для управления используются джойстик и 8 управляющих кнопок. Вид кривой формирования уровня ШИМ, подаваемого на 2 привода, по результатам супервизорной интерпретации положения джойстика, показан на рисунке справа.



- список объектов управления
- список доступных устройств на выбранном объекте,
- список операций над устройствами с вызовом окон управления оборудованием



Супервизорное преобразование показаний джойстика (в центре) в сигнал управления

Рис. 15. Интерфейс пользователя системы управления манипулятора

Проведённые эксперименты показали, что реально достигаются необходимые силомоментные параметры манипулирования: усилие на конце руки при работе локтевого сустава составляет величину порядка 1.5 кгс, – это вполне достаточно для выполнения тренажёрных движений руки.

Два варианта реализации экзоманипулирования

Заметим, что макет манипулятора руки может быть использован в двух вариантах управления движениями руки пациента.

В первом варианте манипулятор играет роль экзоскелетона, соединённого с плечом и предплечьем пациента. С этой целью в конструкции манипулятора предусмотрены возможности изменений длин звеньев и положения осей вращения в суставах для приспособления к индивидуальным параметрам руки пациента.

В варианте экзоскелетона к манипулятору, параллельно силовым трубам звеньев пристёгиваются опорные элементы на защёлках, регулируемое расположение которых также позволяет настраивать под пациента углы пристёгивания руки к манипулятору с помощью лёгкосъёмных ремней.

Во втором варианте манипулятор используется в роли экзоманипулятора кисти руки. Последний имеет размер 250×110 мм в раскрытом состоянии, пальцы разворачиваются практически на 70 град. Вся геометрия кисти легко изменяется и настраивается по 14-17 параметрам её пальцев, что обеспечивает возможность удобного обхвата кисти руки человека. Такому способу формирования движений руки человека «через схват» манипулятора способствуют и те обстоятельства, что центр масс манипулятора лишь на 140-160 мм выше подставки, выполненной в виде алюминиевого поворотного диска. При высоте стойки манипулятора, равной 450 мм и длине руки – 850 мм схват может устойчиво подниматься от опорной площадки на 500 мм вверх и опускается на 450 мм ниже края стола с опорным диском на нём.

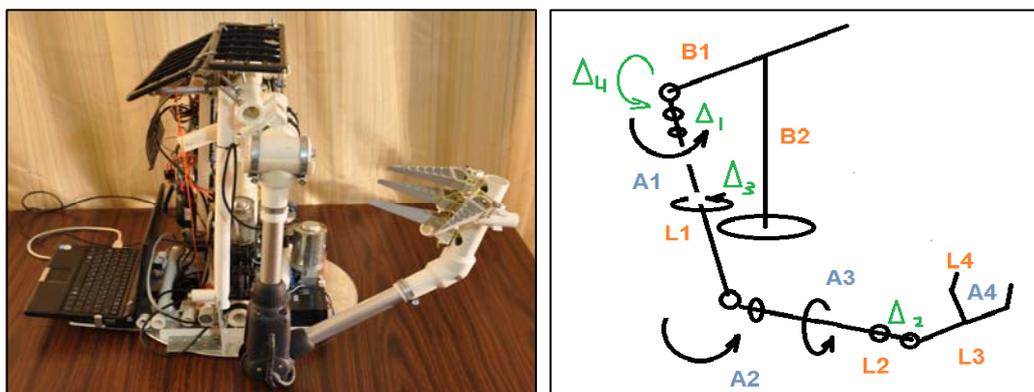


Рис. 16. Установка экзоманипулятора и его кинематическая схема

- Δ – пассивно настраиваемые линейные и угловые размеры.
- A – активно управляемые степени подвижности манипулятора.

Заключение

В работе рассмотрены методы построения геометрической, кинематической и динамической моделей руки человека, необходимых для формирования движения биомехатронных тренажёров. Результаты моделирования геометрии и биомеханики руки и управления ее движением со стороны центральной нервной системы позволяют сформулировать следующие требования к системе управления экзоманипулятором руки человека:

- Биомехатроника экзоманипулирования рукой человека должна быть основана на данных моделирования биомеханики руки и управления ее движением со стороны центральной нервной системы.
- Моделирование биомеханики руки должно дать ответы на вопросы об индивидуальных параметрах положения и ориентации осей вращения в суставах руки пациента, параметров суставной жёсткости и параметров временной задержки афферентных сигналов обратной связи.
- Для определения индивидуальных антропометрических параметров модели положения и ориентации осей вращения в суставах руки пациента и ограничения костной и суставной их подвижности необходима высокоточная регистрация движений руки.
- В биологически адекватной системе управления экзоманипулятором руки человека должна быть предусмотрена возможность управления «естественными» синергиями, которые определяются собственными векторами линеаризованных уравнений Лагранжа из модели динамики руки человека.
- В системе управления экзоманипулятором должна быть предусмотрена возможность учёта задержек по времени сигналов в нервных путях человека.
- Движения экзоманипулятора должны формироваться по сигналам нервной системы пациента о желаемом им произвольном движении руки.
- Программы управления экзоманипулятором должны быть сопряжены с программами, реализующими интерфейс «мозг-компьютер» для извлечения желаемого движения у пациентов с полной потерей подвижности из данных по локализации источников электрической активности мозга.

Литература

1. Пряничников В.Е., Каталинич Б., Платонов А.К. Применение автономных мобильных роботов АМУР для моделирования элементов самоорганизующихся систем // Информационно-измерительные и управляющие системы. М.: Радиотехника. 2011. т.9, №9, с.8-18.
2. Амосов Н.М. Моделирование мышления и психики // Киев: Наукова думка. 1965. – 303 с. .
3. Millan J.d.R., Rupp R., Muller-Putz G.R., Murray-Smith R., Giugliemma C., Tangermann M., Vidaurre C., Cincotti F., Kubler A., Leeb R., Neuper C., Muller K.-R. & Mattia D. Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges // Frontiers in Neuroscience. 2010. №4, p. 161-176.
4. Kubler A. & Birbaumer N. Brain-computer interfaces and communication in paralysis: extinction of goal directed thinking in completely paralysed patients? // Clinical neurophysiology. 2008. v.119(11), p. 2658-2666.
5. Winter D.A. Biomechanics and motor control in human movement (Second ed.) // NewYork: JohnWiley and Sons. 1990.
6. Антропометрия: Оценка физического развития и параметры кисти http://www.fiziolive.ru/html/fiz/statii/physical_growth.htm , <http://ortoped-tehnik.ru/anatomiya/funkcionalnaya-anatomiya/sustavy-verxnej-konechnosti/glavnye-dvizheniya-plecha-2.html> и [http://ru.wikipedia.org/wiki/Кисть_\(анатомия\)](http://ru.wikipedia.org/wiki/Кисть_(анатомия))
7. Man-Systems Integration Standarts
Volume I, Section 3 ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS.
<http://msis.jsc.nasa.gov/Volume1.htm>
8. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик Я.М. Регуляция позы человека. М.:Наука, 1965, 142 с.
9. Казакова Р.К., Платонов А.К. Язык для описания вращения космического аппарата // Сб. Управление в пространстве. М.: Наука, 1973, Т.1, с. 51-63.
- 10.Платонов А.К. Метод определения кинематических характеристик роботов. // Сб. Программирование прикладных систем. М.: Наука,1992. ISBN 5-02-006780-6 с. 181-189.
11. Biryukova E.V., Roby-Brami A., Frolov A.A., Mokhtari M. Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings // Journal of Biomechanics. 2000. v. 33(8), p. 985-995.

12. Prokopenko R. A., Frolov A. A., Biryukova E.V., Roby-Brami A. Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom // *Journal of Biomechanics*. 2001. v. 34, p.177-185.
13. Grinyagin I.V., Biryukova E.V., Maier M.A. Kinematic and dynamic synergies of human precision grip movement // *Journal of Neurophysiology*. 2005. v.94. p. 2284-2294.
14. Biryukova E.V., Bril B. Organization of goal-directed action at a high-level of motor skill: the case of stone-knapping in India // *Motor Control*. 2008. v.12(3). p. 181-209.
15. Бирюкова Е.В., Фролов А.А., Гринягин И.В., Коршунов В.Ф., Романов С.Ю., Смирнитская И.А. Биомеханический анализ движений пальцев как метод функциональной диагностики // *Вестник Травматологии и Ортопедии им. Н.Н.Приорова*. 2010. № 2. стр. 70-77.
16. Бирюкова Е.В., Фролов А.А., Гринягин И.В., Коршунов В.Ф., Романов С.Ю., Прокопенко Р.А. Биомеханический анализ движений травмированной кисти (опыт клинического применения) // *Российский Медицинский Журнал*. 2010. № 2. стр.14-19.
17. Schuind F., An K.N., Cooney W.P. III and Garcia-Elias M. (eds.) *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist* // New York: Plenum Press. 1994.
18. Moojen T.M., Snel J.G., Ritt M.J.P.F., Venema H.W., Kauer J. M.G., Bos K.E. In vivo analysis of carpal kinematics and comparative review of the literature // *Journal of Hand Surgery*. 2003. v.28(1). p. 81-87.
19. Goodson A., McGregor A.H., Douglas J., Taylor P. Direct, quantitative clinical assessment of hand function: usefulness and reproducibility // *Manual Therapy*. 2007. v.12 (2). p. 144-152.
20. Коренев Г.В. Целенаправленная механика управляемых манипуляторов // М.: Наука. 1979.
21. Коренев Г.В. Тензорное исчисление // М.: Издательство МФТИ. 2000.
22. Hollerbach J.M. A recursive formulation of Lagrangian manipulator dynamics and a comparative study of dynamics formulation complexity // *IEEE Transactions in Systems, Man, and Cybernetics*, SMC-10. 1980. №11, p.730-736.
23. Виттенбург Й. Динамика систем твердых тел // М.: Мир. 1980.
24. Balafoutis C.A., Patel R.V. Dynamic analysis of robot manipulators: a Cartesian tensor approach // Boston/Dordrecht/London: Kluwer Academic Publishers. 1991.

25. Garcia de Jalon J., Bayo E. Kinematic and dynamic simulation of multibody systems // New York: Springer. 1994.
26. Biryukova E.V., Yourovskaya V.Z. (1994) A model of the human wrist dynamics // Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist (F.Schuind, K.N.An, W.P.Cooney III and M.Garcia-Elias eds.). New York: Plenum Press. p. 107-122.
27. Macpherson J.M. How flexible are muscle synergies? // Motor control: Concepts and Issues (D.R.Humphrey and H.-J. Freund eds.). John Wiley & Sons Ltd. 1991.
28. Latash M.L., Anson G. What are “normal movements” in atypical populations? // Behavioral and Brain Sciences. v.19. p. 55–106. 1996.
29. Levin M.F. Interjoint coordination during pointing movements is disrupted in spastic hemiparesis // Brain. v.119. p. 281-293. 1996.
30. Бернштейн Н.А. Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжков // М.: Физкультура и спорт. 1940.
31. Alexandrov A.V., Frolov A.A., Horak F.B., Carlson-Kuhta P., Park S. Feedback equilibrium control during human standing // Biological Cybernetics. 2005. v.93. p. 309-322.
32. Alexandrov A.V., Frolov A.A. Closed-loop and open-loop control of posture and movement during human upper trunk bending // Biological Cybernetics. 2011. v.104(6). p. 425 – 438.
33. Александров, А.В., Фролов А.А. Параметры петли обратной связи двигательного управления при наклонах корпуса человека // Российский Журнал Биомеханики. 2009. т. 13. стр. 49-68.
34. Александров, А.В., Фролов А.А. Организация прямого двигательного управления при наклонах корпуса человека // Российский Журнал Биомеханики. 2010. т.14. стр. 19-35.
35. Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Бобров П.Д., Платонов А.К., Пряничников В.Е. Биологически адекватные принципы управления экзоскелетом руки человека // Интеллектуальные и Адаптивные Роботы (в печати).
36. Gomi H., Kawato M. Equilibrium-point control hypothesis examined by measuring arm stiffness during multijoint movement // Science. 1996. v. 272. p. 117-120.
37. Бернштейн Н.А. О построении движений. М.: Медгиз,. 1947. 255 с.
38. Бернштейн Н.А. О ловкости и ее развитии // М.: Физкультура и спорт. 1947/1991.

39. Frolov A.A., Dufosse M., Rizek S., Kaladjan A. On the possibility of linear modeling of the human arm neuromuscular apparatus // *Biological Cybernetics*. 2000. v. 82 (6). p. 499-515.
40. Frolov A. A., Prokopenko R. A., Dufosse M., Ouezdou F. B. (2006) Adjustment of the human arm viscoelastic properties to the direction of reaching // *Biological Cybernetics*. 2006. v. 94. p. 97-109.
41. Biryukova E.V., Roschin V.Y., Frolov A.A., Ioffe M.E., Massion J., Dufosse M. Forearm postural control during unloading: anticipatory changes in elbow stiffness // *Experimental Brain Research*. 1999. v. 124(1). p. 107-117.
42. Гурьев В.В., Зоря В.И., Бирюкова Е.В., Прокопенко Р.А., Фролов А.А. Биомеханический анализ показателей движений в суставах нижней конечности у больных с коксартрозом как метод функциональной диагностики // *Вестник Экспериментальной и Клинической Хирургии*. 2011. т. 4(1). стр. 94-100.
43. Hettich G., Mergner T., Gollhofer A., Weiller C., Alexandrov A.V., Frolov A.A. Human-inspired robot as a platform for comparing between human stance control models // *Proceedings of the Conference "BC11: Computational Neuroscience & Neurotechnology Bernstein Conference & Neurex Annual Meeting 2011"*. 2011.
44. Бобров П.Д., Коршаков А.В., Роцин В.Ю., Фролов А.А. Байесовский подход к реализации интерфейса мозг-компьютер, основанного на представлении движений // *Журнал Высшей Нервной Деятельности и Нейрофизиологии*. 2012. т. 62(1). стр. 1-11.
45. Frolov A., Husek D., Bobrov P. Comparison of four classification methods for brain computer interface // *Neural Network World*. 2011. v. 21(2). p. 101-111.
46. Frolov A., Husek D., Bobrov P., Korshakov A., Chernikova L., Konovalov R., Mokienko O. Sources of EEG activity the most relevant to performance of brain-computer interface based on motor imagery // *Neural Network World*. (в печати).
47. Пространственные отношения в анатомической терминологии http://ru.wikipedia.org/wiki/Пространственные_отношения_в_анатомической_терминологии

Справочное приложение: Анатомические термины [47]

Положение относительно центра масс и продольной оси тела или его выроста

Абаксиальный (антоним: адаксиальный) — располагающийся дальше от оси.

Адаксиальный (антоним: абаксиальный) — располагающийся ближе к оси.

Апикальный (антоним: базальный) — располагающийся у вершины.

Базальный (антоним: апикальный) — располагающийся у основания.

Дистальный (антоним: проксимальный) — дальний.

Латеральный (антоним: медиальный) — боковой.

Медиальный (антоним: латеральный) — срединный.

Проксимальный (антоним: дистальный) — ближний.

Положение относительно основных частей тела

Аборальный (антоним: адоральный) — располагающийся на противоположном рту полюсе тела.

Адоральный (оральный) (антоним: аборальный) — располагающийся у рта.

Вентральный (антоним: дорсальный) — брюшной.

Дорсальный (антоним: вентральный) — спинной.

Каудальный (антоним: краниальный) — хвостовой, располагающийся ближе к хвосту или к заднему концу тела.

Краниальный (антоним: каудальный) — головной, располагающийся ближе к голове или к переднему концу тела.

Ростральный — носовой, буквально — располагающийся ближе к клюву.

Располагающийся ближе к голове или к переднему концу тела.

Основные плоскости и разрезы

Сагиттальный — разрез, идущий в плоскости двусторонней симметрии тела.

Парасагиттальный — разрез, идущий параллельно плоскости двусторонней симметрии тела.

Фронтальный — разрез, идущий вдоль передне-задней оси тела перпендикулярно сагиттальному.

Аксиальный — разрез, идущий в поперечной плоскости тела.

Направления в анатомии человека

Все описания в анатомии человека основаны на предположении, что тело находится в позиции анатомической стойки, то есть человек стоит прямо, руки опущены, ладони обращены вперёд.

Области, расположенные ближе к голове, называются верхними; дальше — нижними. Верхний, superior, соответствует понятию *краниальный*, а нижний, inferior, — понятию *каудальный*. Передний, anterior, и задний, posterior, соответствуют понятиям *вентральный* и *дорсальный*. Причём, термины передний и задний по отношению к четвероногим животным некорректны, следует употреблять понятия *вентральный* и *дорсальный*.

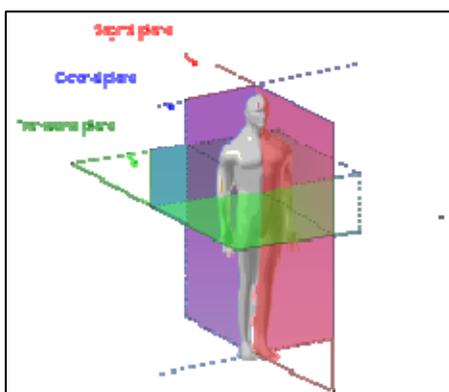
Образования, лежащие ближе к срединной плоскости — *медиальные*, medialis, а расположенные дальше — *латеральные*, lateralis. Образования, расположенные на срединной плоскости называют *срединными*, medianus.

Конечности

Поверхность ладони верхней конечности обозначают термином *palmaris* — ладонный, а подошвы нижней конечности — *plantaris* — подошвенный. Край предплечья со стороны лучевой кости называют лучевым, *radialis*, а со стороны локтевой кости — локтевым, *ulnaris*.

На голени край, где располагается большеберцовая кость, называется большеберцовым, *tibialis*, а противоположный край, где лежит малоберцовая кость — малоберцовым, *fibularis*.

Плоскости



Вертикальная плоскость разделяет тело на левую и правую части;
фронтальная плоскость разделяет тело на дорсальную и вентральную части;
горизонтальная плоскость разделяет тело на краниальную и каудальную части.

Тело человека, находящегося в анатомической стойке, условно помещается в трёхмерную прямоугольную систему координат. При этом плоскость YX оказывается расположенной горизонтально, ось X располагается в переднезаднем направлении, ось Y идёт слева на право или справа на лево, а ось Z направляется вверх и вниз, то есть вдоль тела человека.

Сагиттальная плоскость, XZ , разделяет правую и левую половины тела. Частным случаем сагиттальной плоскости является *срединная* плоскость, она проходит точно посередине тела, разделяя его на две симметричные половины.

Фронтальная плоскость, или корональная, YZ , также располагается вертикально, перпендикулярно к сагиттальной, она отделяет переднюю (вентральную) часть тела от задней (дорсальной) части.

Горизонтальная, аксиальная, или поперечная плоскость, XU , перпендикулярна двум первым и параллельна поверхности земли, она отделяет вышележащие отделы тела от нижележащих.

Эти три плоскости могут быть проведены через любую точку тела человека; количество плоскостей может быть произвольным.

Движения

Термином *сгибание*, *flexio*, обозначают движение одного из костных рычагов вокруг фронтальной оси, при котором угол между сочленяющимися костями уменьшается. Например, когда человек садится, при сгибании в коленном суставе уменьшается угол между бедром и голенью. Движение в противоположном направлении, то есть, когда происходит выпрямление конечности или туловища, а угол между костными рычагами увеличивается, называется *разгибанием*, *extensio*.

Исключением является голеностопный (*надтаранный*) сустав, в котором разгибание сопровождается движением пальцев вверх, а при сгибании, например, когда человек встаёт на цыпочки, пальцы движутся книзу. Поэтому сгибание стопы называют также подошвенным сгибанием, а разгибание стопы обозначают термином тыльное сгибание.

Движениями вокруг сагиттальной оси являются *приведение, adductio, и отведение, abductio*. Приведение — движение кости по направлению к срединной плоскости тела или (для пальцев) к оси конечности, отведение характеризует движение в противоположном направлении. Например, при отведении плеча рука поднимается в сторону, а приведение пальцев ведёт к их смыканию.

Под *вращением, rotatio*, понимают движение части тела или кости вокруг своей продольной оси. Например, поворот головы происходит благодаря вращению шейного отдела позвоночника. Вращение конечностей обозначают также терминами *пронация, pronatio*, или вращение кнутри, и *супинация, supinatio*, или вращение кнаружи. При пронации ладонь свободно висящей верхней конечности поворачивается назад, а при супинации — вперед. Пронация и супинация кисти осуществляются благодаря проксимальному и дистальному лучелоктевым суставам.

Нижняя конечность вращается вокруг своей оси преимущественно за счёт *тазобедренного* сустава; пронация ориентирует носок стопы внутрь, а супинация — кнаружи.

Если при движении вокруг всех трёх осей конец конечности описывает окружность, такое движение называют *круговым, circumductio*.

Ещё один вид движения — *элевация, elevatio* — поднятие (отведение) руки выше горизонтального уровня, которое происходит с участием движения всего пояса верхней конечности (лопатки и ключицы), в то время как поднятие руки до горизонтального уровня происходит только в плечевом суставе.

Мнемонические правила

Для запоминания направления движения кисти руки при супинации и пронации обычно используют аналогию с фразой «Суп несую, суп пролил».

Обучающемуся предлагают вытянуть руку вперед ладонью вверх (вперед при висящей конечности) и представить, что он на руке держит тарелку супа — «Суп несую» — супинация. Затем он поворачивает руку ладонью вниз (назад при свободно-висящей конечности) — «суп пролил» — пронация.

См. также: Анатомические Термины ~4000 классифицированных терминов по анатомии человека.