

## **Анализ некоторых факторов биомеханики человека как предварительный этап проектирования исполнительного механизма экзоскелета**

# 04, апрель 2015

Верейкин А. А.<sup>1,\*</sup>, Савченко А. Г.<sup>1</sup>, Зельцер А. Г.<sup>1</sup>,  
Жуков А. А.<sup>1</sup>, Демченко М. А.<sup>1</sup>

УДК: 621.865.8, 572.087, 611.72

Россия, МГТУ им. Н.Э. Баумана

[\\*aautres@gmail.com](mailto:aautres@gmail.com)

### **Введение**

Синтез древовидной кинематической структуры (КС), безусловно, является важной задачей при разработке исполнительного механизма экзоскелета. Конечным продуктом синтеза должна стать кинематическая схема, налагающая на человека-оператора минимальные ограничения и позволяющая совершать ряд типовых движений:

- приседания;
- изменение положения корпуса по углам тангажа, крена и рыскания;
- махи ногами;
- ходьба по ровной поверхности;
- ходьба по пересечённой местности;
- ходьба по лестнице;
- прыжки на месте на одной ноге;
- отжимания от пола и т.д.

Решение данной задачи осложняется тем, что в настоящий момент практически отсутствуют методы, позволяющие оперативно синтезировать КС антропоморфных механизмов, связанных с человеком. Существующие методы восстановления кинематических структур высших позвоночных животных по фотографическим изображениям их скелетов [1, 2] позволяют получить множество вариантов кинематической схемы исполнительного механизма (ИМ) экзоскелета, однако выбор окончательного проблематичен. Ещё одна трудность состоит в том, что представление суставов человека в виде цилиндрических и сферических шарниров не в полной мере отражает особенности первых. Однако реализация сочленений человека в ИМ экзоскелета за счёт цилиндрических шарниров является

наиболее предпочтительной с точки зрения простоты конструкции. Именно поэтому в работах [3, 4], направленных на синтез КС, применён такой подход.

Настоящая работа ставит своей целью анализ основных сочленений человека и выявление их наиболее важных особенностей, а также определение диапазонов изменения обобщённых координат сочленений. Необходимо также дать ответ на вопрос о правомерности использования в ИМ экзоскелета только лишь цилиндрических шарниров.

## 1. Общие сведения

Суставы представляют собой подвижные соединения костей, заполненные суставным хрящом, снижающим трение в суставе и смягчающим ударные нагрузки. При движении одна суставная поверхность неподвижна, в то время как вторая поворачивается относительно неё.

Определим количество степеней подвижности тела человека:

$$H = 6k - 5p_5 - 4p_4 - 3p_3 = 244,$$

где  $k = 148$  – количество подвижных костей;

$p_5 = 85$  – количество кинематических пар (КП) пятого класса, т.е. суставов с одной степенью подвижности;

$p_4 = 33$  – количество КП четвёртого класса, т.е. суставов с двумя степенями подвижности;

$p_3 = 29$  – количество КП третьего класса, т.е. суставов с тремя степенями подвижности.

В специализированной литературе [5-10], посвящённой вопросам строения человека, для обозначения направлений изменения обобщённых координат в суставе используют следующую терминологию:

- сгибание-разгибание;
- приведение-отведение;
- наружная и внутренняя ротации;
- пронация-супинация;
- эверсия-инверсия.

В качестве справки вместе с диапазонами изменения обобщённых координат будем приводить наименования степеней подвижности, принятые в программном комплексе (ПК) САТИА.

Пронация – поворот внутрь к сагиттальной плоскости, поворот в противоположном направлении – супинация. На рис. 1 и 2 в качестве примеров представлены крайние положения кисти человека (пронация-супинация), полученные с помощью ПК САТИА. Как можно заметить, в терминологии, принятой в САТИА, угол пронации кисти изменяется в пределах  $[0 \div 160]^\circ$ , т.е. понятие угла супинации не вводится.

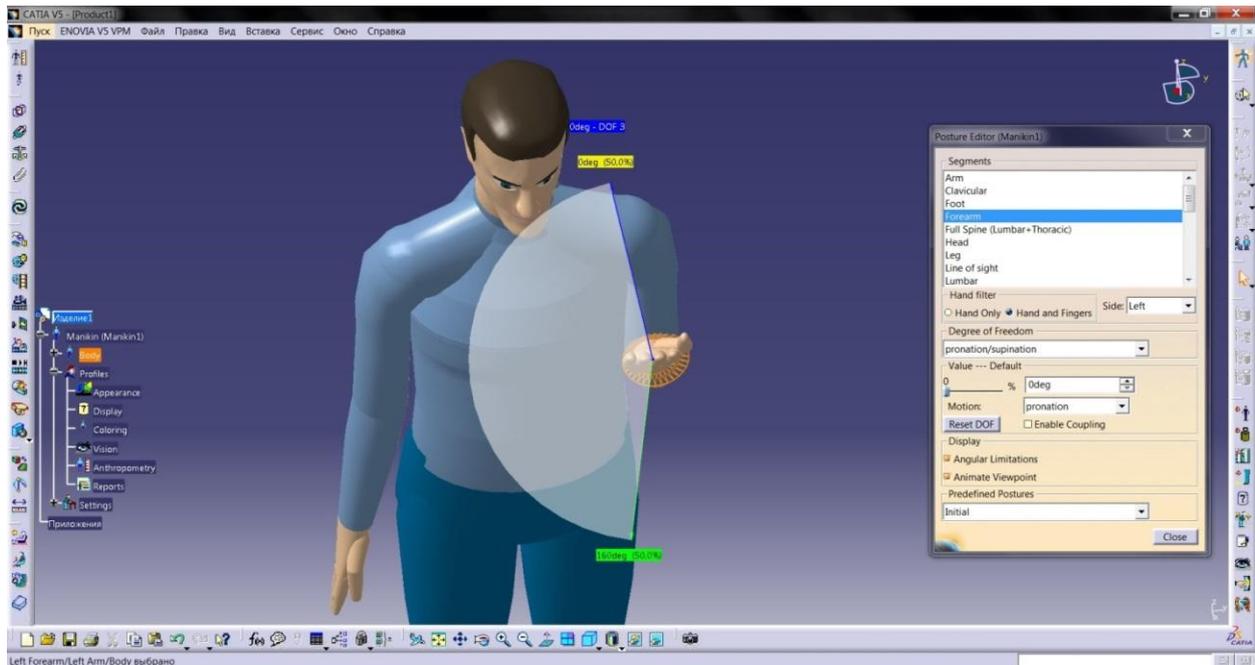


Рис. 1. Супинация кисти ( $pronation\ 0^\circ$ )

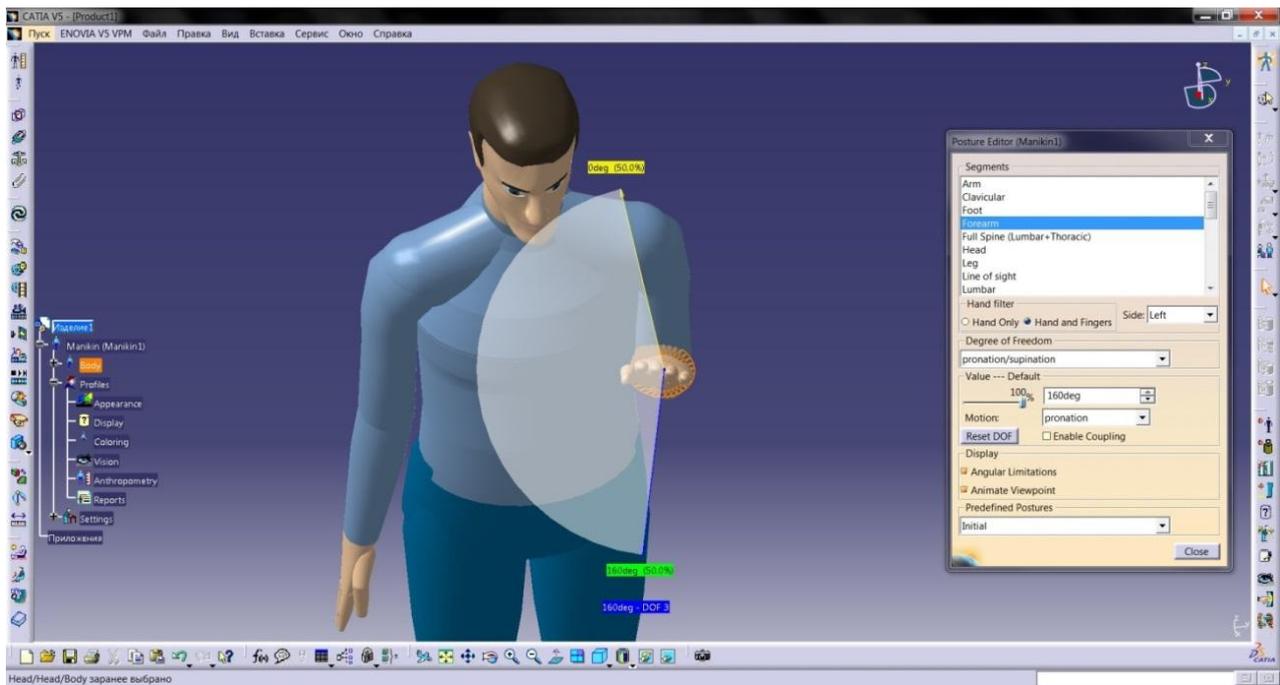


Рис. 2. Пронация кисти ( $pronation\ 160^\circ$ )

Эверсия – смещение внутрь к сагиттальной плоскости. Инверсия – смещение в противоположную сторону. Крайние положения стопы человека (эверсия  $20^\circ$ , инверсия  $-30^\circ$ ), полученные с помощью ПК САТИА, показаны на рис. 3 и 4.

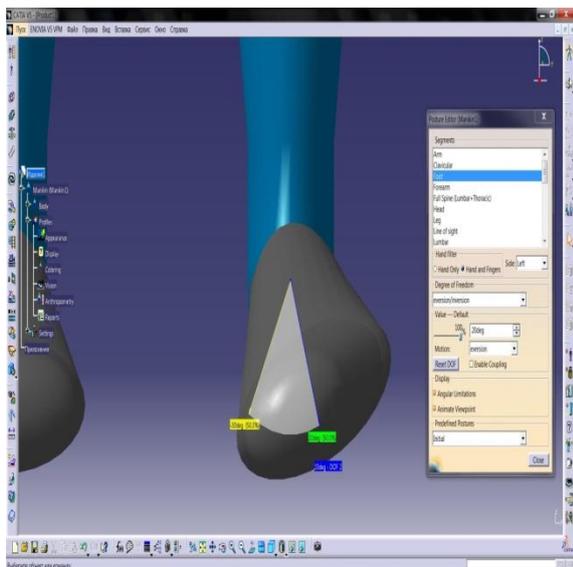


Рис. 3. Эверсия стопы (*eversion* 20°)

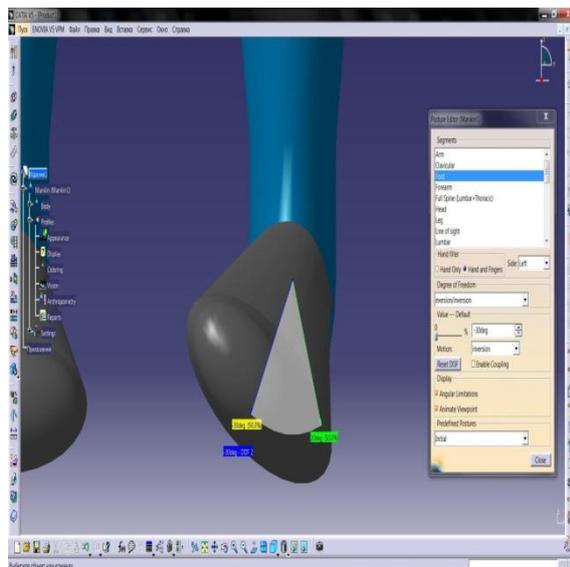


Рис. 4. Инверсия стопы (*inversion* -30°)

## 2. Нижние конечности

### 2.1 Коленный сустав

Характерной особенностью коленного сустава является то, что ротация голени относительно продольной оси возможна только при согнутом коленном суставе [7]. Это объясняется тем, что при разогнутом колене суставной замок синхронизирует повороты большеберцовой и бедренной костей. Активную осевую ротацию измеряют при согнутом под прямым углом коленном суставе и свободно свисающей голени. Крайние положения голени человека, полученные в ПК САТИА, и соответствующие внутренней ротации 35° и наружной ротации -43°, показаны на рис. 5 и 6 соответственно.

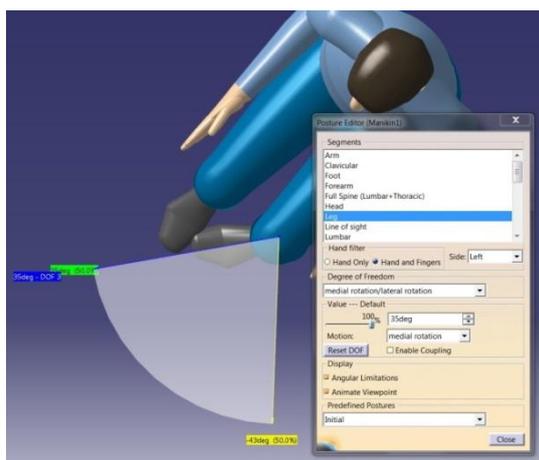


Рис. 5. Внутренняя ротация голени (*medial rotation* 35°)

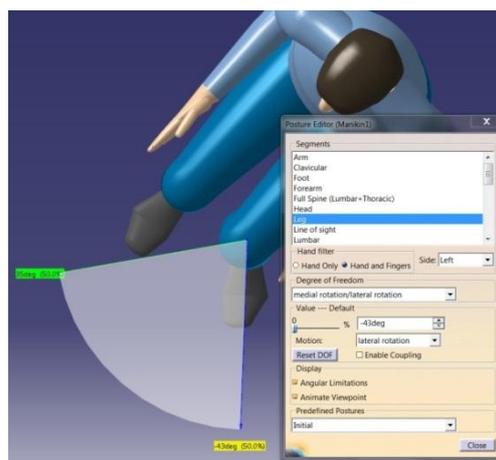


Рис. 6. Наружная ротация голени (*lateral rotation* -43°)

Согласно [9], предельная внутренняя активная осевая ротация голени составляет  $30^\circ$ , а предельная наружная активная осевая ротация голени –  $40^\circ$ . Углы пассивной осевой ротации голени изменяются в диапазоне от  $35^\circ$  (внутренняя) до  $50^\circ$  (наружная).

В ходе исследований было выявлено, что ПК САТИА не отражает вышеупомянутую особенность коленного замка, а также не различает пассивную и активную виды осевой ротации голени.

## 2.2 Тазобедренный сустав

Угол максимального активного сгибания в тазобедренном суставе зависит от положения коленного сустава: при полностью разогнутом коленном суставе угол сгибания составляет  $90^\circ$ , а при согнутом может превышать  $120^\circ$  [9]. Максимальный угол пассивного сгибания также наблюдается при согнутом коленном суставе и может достигать до  $145^\circ$ .

Наибольший угол пассивного разгибания достигается при разогнутом коленном суставе и составляет  $20^\circ$ . Максимальный же угол пассивного разгибания составляет  $30^\circ$ .

На рис. 7 и 8 представлены крайние положения бедра человека, соответствующие углам сгибания  $113^\circ$  и разгибания  $18^\circ$ . Как видно из приведённых иллюстраций, ПК САТИА не различает активное и пассивное сгибание/разгибание в тазобедренном суставе и даёт заведомо меньшие значения предельных углов.

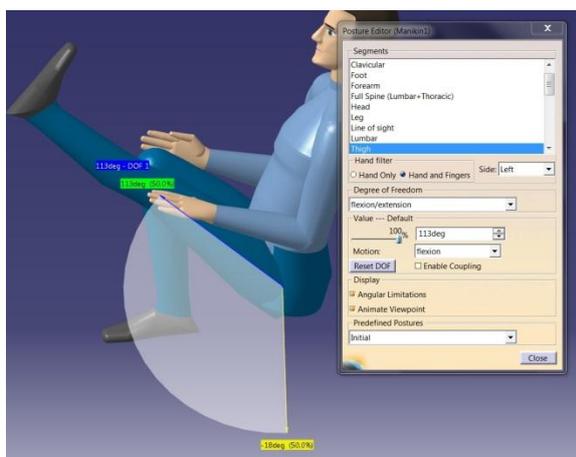


Рис. 7. Сгибание в тазобедренном суставе (*flexion*  $113^\circ$ )

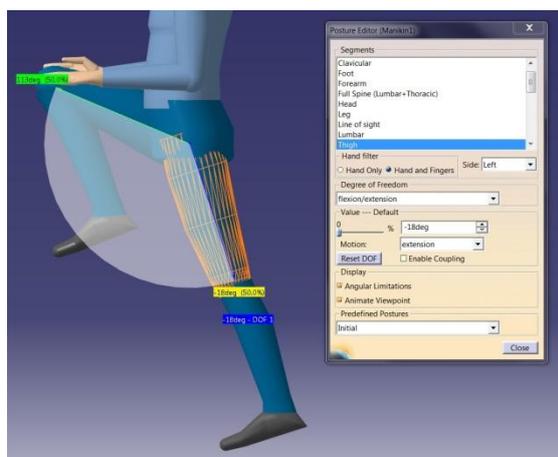


Рис. 8. Разгибание в тазобедренном суставе (*extension*  $-18^\circ$ )

Выполнение отведения в одном тазобедренном суставе теоретически возможно, но на практике углы в отведения тазобедренных суставах адекватны друг другу. Максимальный угол отведения составляет  $45^\circ$ . Путём тренировок можно увеличить угол отведения до  $90^\circ$ , однако, строго говоря, такое движение не будет представлять собой отведение тазобедренного сустава в чистом виде, так как для расслабления подвздошно-бедренных связок таз наклоняется вперёд, а поясничный отдел позвоночника переходит в положение

гиперлордоза. Положение бедра, соответствующее предельному значению угла отведения, показано на рис. 9.

Чистого приведения не существует из-за того, что в нейтральном положении нижние конечности контактируют друг с другом, поэтому возможно только относительное приведение (рис. 10) и движение, сочетающее приведение со сгибанием или разгибанием (рис. 11, 12). Максимальное значение угла приведения составляет  $30^\circ$ .

Положения бедра, соответствующие предельным значениям углов отведения и приведения, показаны на рис. 9-12. Как видно, предельные значения углов отведения/приведения бедра, указанные в САТИА, соответствуют таковым, приведённым в [9].

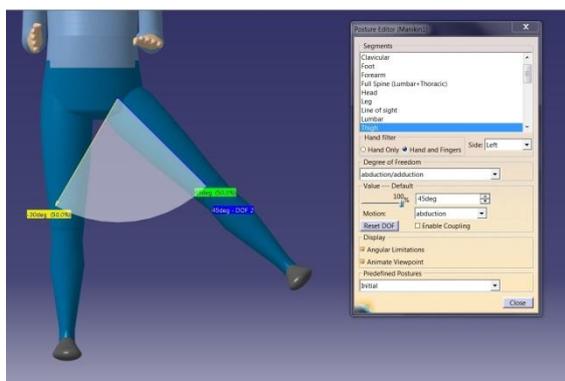


Рис. 9. Отведение в тазобедренном суставе (*abduction*  $45^\circ$ )

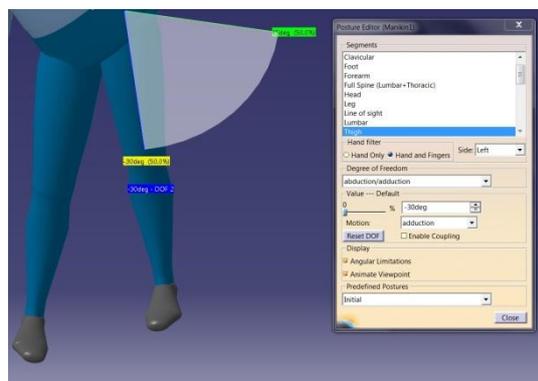


Рис. 10. Относительное приведение в тазобедренном суставе (*adduction*  $-30^\circ$ )

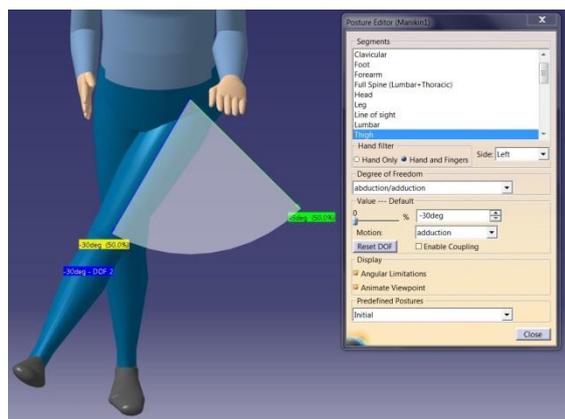


Рис. 11. Приведение в тазобедренном суставе в сочетании со сгибанием (*adduction*  $-30^\circ$ )

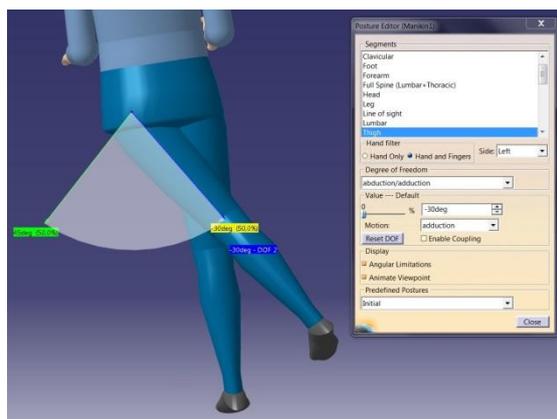


Рис. 12. Приведение в тазобедренном суставе в сочетании с разгибанием (*adduction*  $-30^\circ$ )

### 3. Верхние конечности

#### 3.1 Плечевой сустав

Движения сгибания и разгибания в плечевом суставе выполняются в сагиттальной плоскости. Предельный угол разгибания составляет  $50^\circ$ , в то время как предельный угол сгибания –  $180^\circ$ . Положение, соответствующее предельному углу сгибания, адекватно положению, при котором предельный угол отведения сочетается с осевой ротацией.

Конфигурация руки, соответствующая предельным углам сгибания и разгибания в плечевом суставе, приведена на рис. 13 и 14. Как можно заметить, общая амплитуда изменения угла разгибания-сгибания в ПК САТИА сохраняется, но угол сгибания меньше значения, указанного в [8], на  $10^\circ$ , в то время как угол разгибания превышает значение, приведённое в [8], на такую же величину.

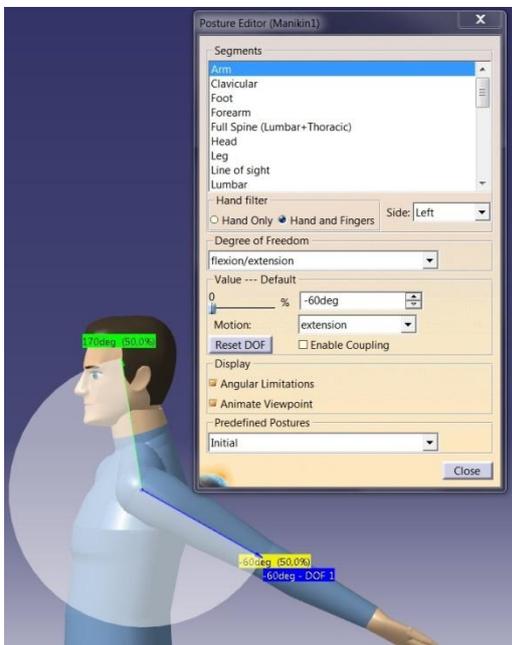


Рис. 13. Разгибание в плечевом суставе (*extension*  $-60^\circ$ )

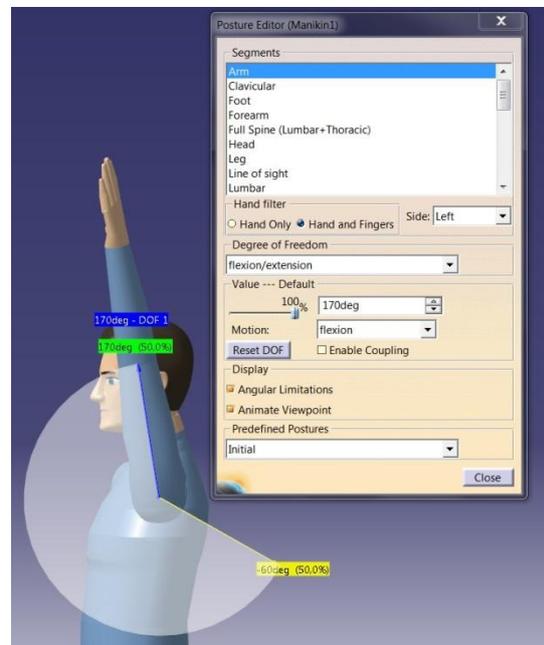


Рис. 14. Сгибание в плечевом суставе (*flexion*  $170^\circ$ )

Приведение в плечевом суставе из нейтрального положения невозможно из-за контакта с туловищем, поэтому приведение рассматривают в сочетании с разгибанием или сгибанием в плечевом суставе, при этом приведение с разгибанием незначительно. Угол приведения в сочетании со сгибанием достигает  $45^\circ$ .

На рис. 15 представлено положение руки, соответствующее предельному углу приведения в сочетании со сгибанием. ПК САТИА не учитывает упомянутые особенности приведения, значение предельного угла приведения заведомо меньше действительного.

Отведение в плечевом суставе ограничивается углом в  $180^\circ$ , однако, строго говоря, выделяют три фазы отведения [8]: отведение от  $0^\circ$  до  $60^\circ$  достигаемое только за счёт пле-

чевого сустава; отведение от  $60^\circ$  до  $120^\circ$ , достигаемое за счёт подключения лопаточно-грудного сустава; отведение от  $120^\circ$  до  $180^\circ$ , достигаемое за счёт лопаточно-грудного “сустава” и наклона туловища в противоположную сторону.

В ПК САТИА не полностью учитываются приведённые особенности изменения угла отведения в плечевом суставе, и предельное значение этого угла при использовании только плечевого сустава составляет  $80^\circ$  (рис. 16), а при подключении лопаточно-грудного сустава –  $133^\circ$  (рис. 17).

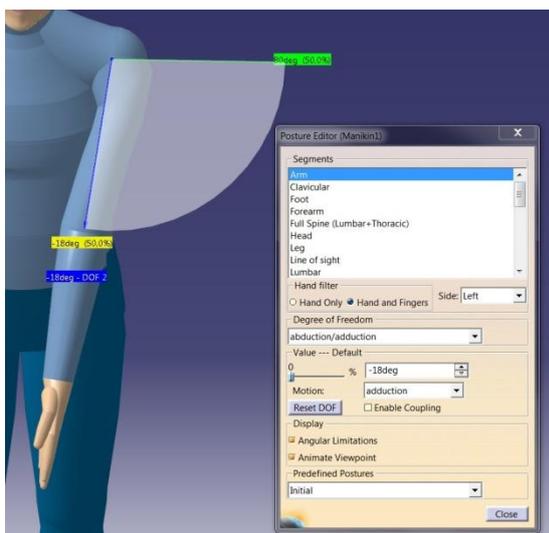


Рис. 15. Приведение в сочетании со сгибанием в плечевом суставе (*adduction*  $-18^\circ$ )

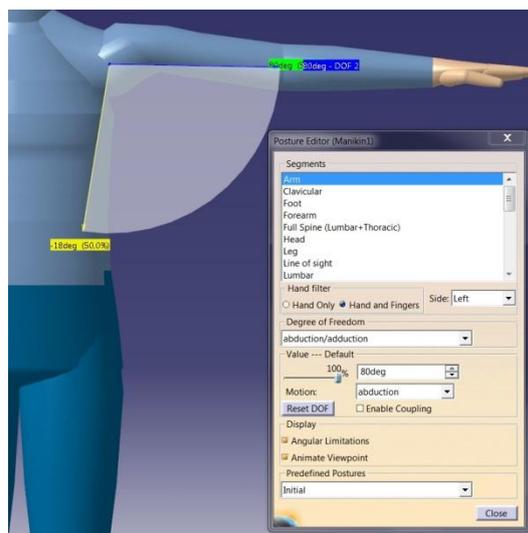


Рис. 16. Отведение в плечевом суставе (*abduction*  $80^\circ$ )

Осевая ротация в плечевом суставе возможна в пределах от  $80^\circ$  (наружная ротация) до  $110^\circ$ , тогда как в ПК САТИА используется диапазон от  $20^\circ$  до  $97^\circ$  (рис. 18).



Рис. 17. Отведение в плечевом суставе с использованием лопаточно-грудного сустава (*abduction*  $133^\circ$ )

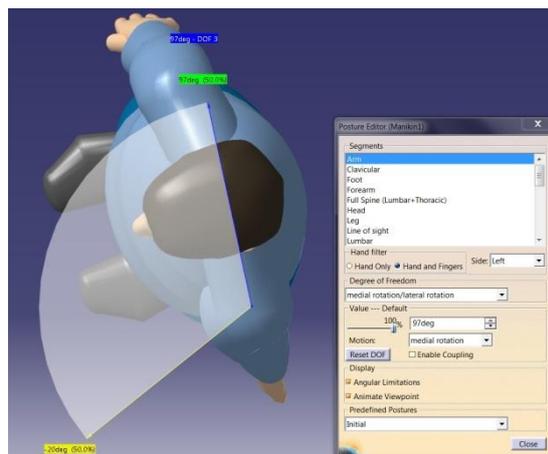


Рис. 18. Осевая ротация в плечевом суставе (*medial rotation*  $97^\circ$ )

### 3.2 Локтевой сустав

Нейтральное положение локтевого сустава характеризуется нахождением осей плеча и предплечья на одной линии [8]. Разгибание в локтевом суставе возможно только при слабом связочном аппарате, что характерно для женщин и детей. Предельный угол разгибания не превышает  $10^\circ$ .

Амплитуда активного сгибания составляет  $145^\circ$ , а пассивного –  $160^\circ$ , т.е. лучезапястный сустав не может дотронуться до плечевого.

Предельные углы разгибания и сгибания показаны на рис. 19. Очевидно, что в программном комплексе САПА не реализовано разгибание, а также пассивное сгибание. Стоит также отметить, что полученное значение максимального угла сгибания ( $140^\circ$ ) несколько отличается от действительного.

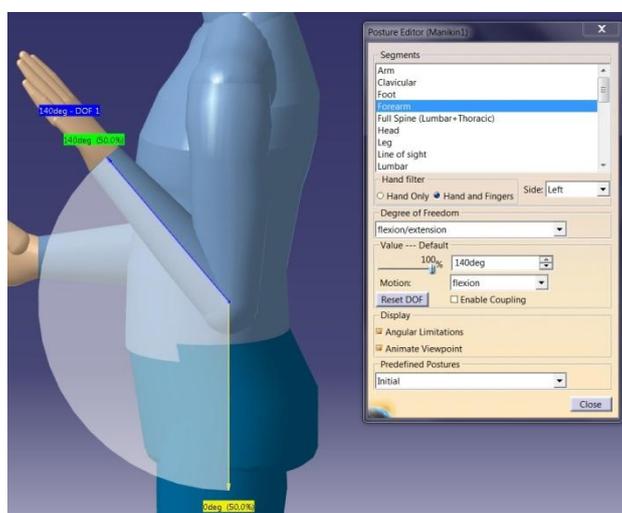


Рис. 19. Предельные углы разгибания и сгибания в локтевом суставе. Рука максимально согнута (*flexion*  $140^\circ$ )

### Заключение

В специальной литературе рассматривается упрощённое представление суставов человека [11], однако в настоящее время разрабатываются математические методы описания биомеханики человека, позволяющие учесть такие немаловажные параметры, как жёсткость суставных хрящей [12]. Суставы представляют собой сложные кинематические пары, не являющиеся в чистом виде цилиндрическими или сферическими шарнирами. В то же время представление суставов в виде сферических и цилиндрических шарниров позволяет достаточно полно отразить их особенности. Современный уровень техники не предполагает использования сферических шарниров, оснащённых приводами, что заставляет разработчика обходиться только цилиндрическими и поступательными шарнирами. Сложившаяся ситуация должна коренным образом измениться с активным внедрением искусственных мышц, которые на сегодняшний день представляются одним из наиболее перспективных видов приводов для антропоморфной робототехники.

Проведённые исследования показали, что программный комплекс САТИА не в полной мере отражает действительность при анализе подвижности человека. Однако найденные несоответствия относятся, главным образом, к частностям, и не нарушают при этом основных закономерностей. Таким образом, программный комплекс САТИА ограниченно пригоден для решения задач синтеза кинематической схемы ИМ экзоскелета. В то же время для получения окончательного варианта КС представляется желательным создание прототипа.

В настоящее время на основе полученных при анализе основных степеней подвижности человека данных разработан предварительный вариант КС ИМ экзоскелета, в соответствии с которым идёт создание прототипа, который позволит оценить принятые решения. Анализ динамики ИМ экзоскелета будет проведён в соответствии с методами, изложенными в [13-15]. Для углублённого исследования двигательного аппарата человека и взаимодействия человек-экзоскелет необходимо применение ряда специальных программ, описанных в [16].

### Список литературы

1. Пупков К.А., Ковальчук А.К., Кулаков Б.Б. Использование биологических прототипов при построении кинематических схем современных шагающих роботов // М.: Вестник РУДН. Инженерные исследования, 2009. – № 4. – С. 44-54.
2. Pupkov K.A., Kovalchuk A.K., Kulakov D.B. Usage of Biological Prototypes for Kinematical Scheme Construction of Modern Robots // Preprints of the 13th IFAC Symposium on Information Control Problems in Manufacturing. 3–5 June 2009, Moscow. P. 1829–1834.
3. Верейкин А.А., Ковальчук А.К., Кулаков Д.Б., Семёнов С.Е., Каргинов Л.А., Кулаков Б.Б., Яроц В.В. Синтез кинематической схемы исполнительного механизма экзоскелета // Актуальные вопросы науки. – 2014, № 13. С. 68-76.
4. Верейкин А.А., Ковальчук А.К., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е. Анализ и выбор кинематической структуры исполнительного механизма экзоскелета // Наука и образование: электронное научно-техническое издание МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2014. – №7. С. 72-93. DOI: 10.7463/0714.0717676. Режим доступа: <http://technomag.bmstu.ru/doc/717676.html> (дата обращения 16.03.15).
5. Нейматов Э.М., Сабинин С.Л. Настольная книга остеопата. Основы биомеханики движения тела. – М.: ООО “Медицинское информационное агентство”, 2012. – 480 с.: ил.
6. Бернштейн Н.А. Биомеханика и физиология движений / Под ред. В.П. Зинченко. – М.: Изд-во “Институт практической психологии”, Воронеж: НПО “МОДЭК”, 1997. – 608 с.
7. Бернштейн Н.А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике. (Классическое научное наследие. Физическая культура.) – М.: Изд-во “СпортАкадемПресс”, 2001. – 296 с.

8. Капанджи А.И. Верхняя конечность. Физиология суставов: пер. с франц. – 6-е изд. , перераб. и доп.– Т. 1. / А.И. Капанджи. - М.: Эксмо, 2009.– 368 с.
9. Капанджи А.И. Нижняя конечность. Функциональная анатомия: пер. с франц. – 6-е изд. , перераб. и доп. – Т. 2. / А.И. Капанджи. – М.: Эксмо, 2010.– 352 с.
10. Капанджи А.И. Позвоночник. Физиология суставов: пер. с франц. – 6-е изд. , перераб. и доп. – Т. 3. / А.И. Капанджи. – М.: Эксмо, 2009.– 334 с.
11. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика: Учеб. для сред. и высш. учеб. заведений. – М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
12. Колесников Г.Н. Биомеханическая модель скелетно-мышечной системы, построенная без субъективных критериев оптимальности // Российский журнал биомеханики. / Пермь: Пермский национальный исследовательский политехнический университет, 2004. – Том 8. – № 3. – С. 19-29.
13. Ковальчук А.К., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е. Управление исполнительными системами двуногих шагающих роботов. Теория и алгоритмы / Серия: Двуногие шагающие роботы. Под редакцией А.К. Ковальчука. – М.: МИПК МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2007. - 158 с.
14. Ковальчук А.К., Кулаков Б.Б., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е., Яроц В.В. Основы теории исполнительных механизмов шагающих роботов. – М.: Изд-во Рудомино, 2010. – 167 с.
15. Ковальчук А.К., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е., Яроц В.В., Верейкин А.А., Кулаков Б.Б., Каргинов Л.А. Метод проектирования пространственных древовидных исполнительных механизмов шагающих роботов // Инженерный вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. / Электронный научно-технический журнал, 2014. – №11. – С. 6-10. Режим доступа: <http://engbul.bmstu.ru/doc/736600.html> (дата обращения 16.03.15).
16. Соя Д.М., Жук Д.М. Моделирование двигательного аппарата спортсмена // Инженерный вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. / Электронный научно-технический журнал, 2014. – №7. – С. 2. Режим доступа: <http://engbul.bmstu.ru/doc/717982.html> (дата обращения 16.03.15).