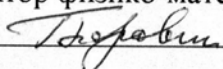


РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ НАУКИ
ОРДЕНА ЛЕНИНА ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ
ИМ. М.В. КЕЛДЫША

" У Т В Е Р Ж Д А Ю "

Зам. директора ИПМ им. М.В. Келдыша РАН
Доктор физико-математических наук

 / Г.К. Боровин /

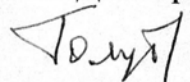
"19 " 09 2012 г.

Отчёт № 5-041-12

О ПОСТРОЕНИИ ДВИЖЕНИЙ
МЕХАТРОННОГО БИОТРЕНАЖЁРА
(геометрические параметры ходьбы человека)

Зав. отделом № 5

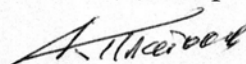
Доктор физ.-матем. наук

 Ю.Ф. Голубев

Исполнитель:

Главный научный сотрудник

Доктор физ.-матем. наук

 А.К. Платонов

Москва

2012 г.

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ НАУКИ
ОРДЕНА ЛЕНИНА ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ
ИМ. М.В. КЕЛДЫША

" У Т В Е Р Ж Д А Ю "
Зам. директора ИПМ им. М.В. Келдыша РАН
Доктор физико-математических наук
_____ / Г.К. Боровин /

" ____ " _____ 2012_ г.

Отчёт № 5-041-12

О ПОСТРОЕНИИ ДВИЖЕНИЙ
МЕХАТРОННОГО БИОТРЕНАЖЁРА
(геометрические параметры ходьбы человека)

Зав. отделом № 5
Доктор физ.-матем. наук
Ю.Ф. Голубев

Исполнитель:
Главный научный сотрудник
Доктор физ.-матем. наук
А.К. Платонов

Москва
2012 г.

Аннотация

Разработаны инструментальные средства решения алгоритмических проблем механики биотренажёра для построения искусственных движений парализованных ног человека, повторяющих его естественные движения в процессе ходьбы. Основное внимание уделено определению геометрических параметров движения ног человека при ходьбе в свете требований к приводным системам тренажёра. Получены оценки условий связи углов в бедренном, коленном и голеностопном суставах здорового человека в процессе ходьбы. Работа выполнена в интересах проекта РФФИ № 11-01-12060-офи-м-2011

Ключевые слова: Биомехатроника, антропометрия, биотренажёры, походки людей, кинематика и динамика ходьбы, углы и моменты в суставах, установочные параметры приводных систем.

Artificial motion algorithmic tools for biomechatronic spinal human foot stimulators problem resolving are under consideration. The main topic is the foot stimulator driver's parameters vs. geometric parameters of human walking. Estimations of hip, knee and ankle joint angles relations during human walking are resolved. The studies were carried out in frames of RAS-BAS collaboration and were supported by RFBR grants № 11-01-12060-офи-м-2011.

Key words: Biomechatronic, anthropometric, bio stimulators, human gait, kinematic and dynamic of walking, joint torques, adjustable driver parameters.

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ЗАКОНЫ СОХРАНЕНИЯ СИММЕТРИИ ШАГОВОГО ЦИКЛА.....	5
ИМЕЮЩИЕСЯ ДАННЫЕ О ЧЕЛОВЕКЕ НА ТРЕДБАНЕ	6
СРЕДНИЕ РАЗМЕРЫ ЭЛЕМЕНТОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА.....	6
ВЕС ЭЛЕМЕНТОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА	6
ПОЛОЖЕНИЯ ЦЕНТРА МАСС ЭЛЕМЕНТОВ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА	6
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗНАЧЕНИЙ ШАГОВЫХ ФУНКЦИЙ СУСТАВНЫХ УГЛОВ	7
ЧИСЛЕННЫЕ ЗНАЧЕНИЯ ШАГОВЫХ УГЛОВ В СУСТАВАХ НОГИ	8
МОДЕЛЬ ГЕОМЕТРИИ ХОДЬБЫ С ОПОРОЙ НА СТОПУ.....	9
РАСЧЁТ ИЗМЕНЕНИЙ КОНФИГУРАЦИЙ НОГИ В ПРОЦЕССЕ ШАГА.....	9
КОНФИГУРАЦИЯ НОГИ В СИСТЕМЕ КООРДИНАТ КОРПУСА.....	10
МОДЕЛЬ СХЕМЫ ТЕЛА ИСПЫТУЕМОГО.....	11
ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ МОДЕЛЬ ХОДЬБЫ С ОПОРОЙ НА СТОПУ	13
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	17
ЛИТЕРАТУРА.....	18
ПРИЛОЖЕНИЯ:.....	19

Введение

Одной из важных проблем разработки мехатронных элементов биотренажёров, предназначенных как для реабилитации двигательной активности ног у спинальных больных, так и для исследования физиологии ходьбы человека остаётся проблема организации тренажёрного движения ног пациента или испытуемого. Наиболее часто в медицине и в физиологических исследованиях для формирования нужных шаговых движений используется движущаяся лента беговой дорожки (тредбан), имитирующая параметры естественной ходьбы здорового человека. Не менее часто в отрезках или в протезах, облегчающих или реализующих ходьбу людей с нарушением двигательной активности ног, используются прикрепляемые к ногам экзоскелетонные механизмы [1, 2]. В разрабатываемом в ИПМ проекте тренажёра полукроватного типа для организации движения ног предполагается использовать «легопуляторы» - устройства манипуляционной конструкции, активно управляющие движением парализованных ног с активным стимулирующим воздействием на их стопы [3].

Важно подчеркнуть, что все такие механизмы в составе тренажёра, помогая организовать движение парализованных ног, вместе с тем, не полностью обеспечивают ощущения произвольной ходьбы, необходимые для формирования новых двигательных навыков и реабилитации нервных процессов спинного мозга человека. Так, например, в наиболее развитом к настоящему времени тренажёре Lokomat Nanos (2010 г) [4] тредбан, используемый для организации опорного движения парализованных ног пациента, дополнительно оснащён отдельными приводами бедра и голени для подъёма и шагового переноса ног пациента. Эти механизмы, обеспечивая переносы парализованной ноги, должны по необходимости принимать на себя и часть усилий в опорной фазе ноги, что заметно искажает ощущения пациента во время ходьбы.

Для снижения отрицательных эффектов присоединённых к телу человека механических частей тренажёра, ортеза или протеза в каждом из этих случаев требуются свои и достаточно тонкие алгоритмы управления их двигательными усилиями. Алгоритмы управления экзоскелетом протеза должны полностью механически обеспечивать программные усилия нужных перемещений человека при ограничениях энергопотребления и нагрузок на ткани тела в местах крепления протеза. В свою очередь, алгоритмы управления экзоскелетом ортеза при тех же ограничениях должны воспринимать произвольные (волевые) движения человека и усилия его мышц, перекладывая часть этих усилий на механику экзоскелетона. Что касается алгоритмов управления механизмами тренажёра, то развиваемые этими механизмами усилия должны в процессе каждого шага формировать ощущения привычных для пациента изменений нагрузки на костно-мышечный аппарат его ног и тела.

В каждом из описанных случаев прежде всего требуется знание законов изменений костно-мышечных движений человека в процессах разного типа его ходьбы. Настоящая работа посвящена попытке анализа особенностей и законов геометрии ходьбы человека по полу, важных для построения движений пациента на тредбане.

Законы сохранения симметрии шагового цикла

Для формирования движений пациента на тренажёре крайне важным является понимание относительного фазового сдвига ΔS конфигураций двух ног в процессе каждого шага. В абсолютной горизонтальной системе координат Ox_2Y_2 , связанной с опорной поверхностью, допустимые изменения взаимных сдвигов конфигурации ног при опоре на ленту тредбана - то одной, то другой ногой - могут быть определены из анализа геометрических условий шагового цикла двух ног (рис. 1).

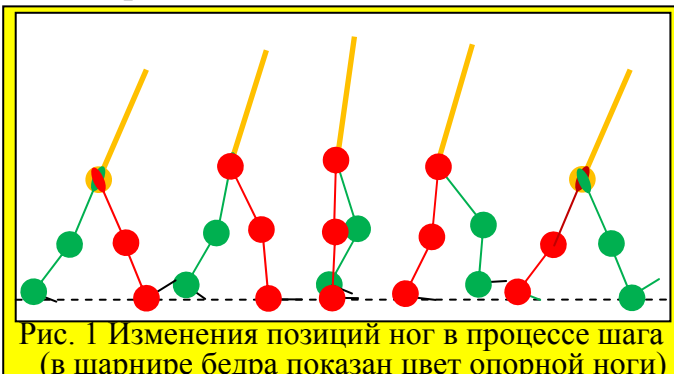


Рис. 1 Изменения позиций ног в процессе шага (в шарнире бедра показан цвет опорной ноги)

Разные геометрические картины такого движения соответствуют наблюдаемому разнообразию «походок» людей, визуальному описанию которых посвящено множество работ (см. [5, 6, 7]). На примере рассматриваемой ниже обобщённо-осреднённой картины шагового цикла двух одинаковых шагающих ног можно сформулировать ряд общих геометрических правил – некие *законы сохранения* шагового цикла. Они вытекают из предположения о двух основных условиях движения¹:

- симметричности картины движения ног и
- регулярности характеристик движения на соседних шагах.

Отсюда следуют равенство длительностей шаговых циклов обеих ног, равенство расстояний между левыми и правыми границами их шаговых циклов и одинаковость параметров движения в суставах ног на левых и правых границах шага ног (см. рис.2).

Эти условия не противоречат возможному неравенству длительностей

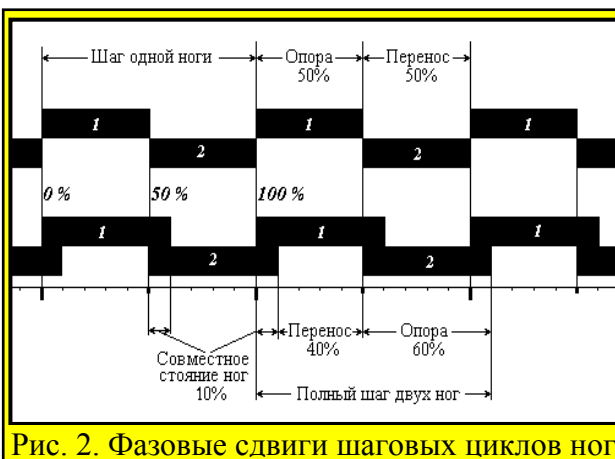


Рис. 2. Фазовые сдвиги шаговых циклов ног

фаз опоры и переноса ноги в цикле шага и однозначно связанному с этим обстоятельством взаимному фазовому сдвигу шаговых циклов двух ног. На рис. 2 показаны два случая относительной длительности состояния ног (опора/перенос) у человеческих походок (50/50% и 60/40% длины шага). Из условий симметрии шагов следуют два важных соотношения для фаз, измеряемых от начала опоры ноги:

- 1) Начала опорных фаз ног взаимно сдвинуты на 50% их шагового цикла.
- 2) Длительности опорной фазы ноги $S_{оп}$, фазы её переноса $S_{пер}$ и фазы $S_{сс}$ совместного стояния ног связаны их полуразностью:

$$S_{сс} = (S_{оп} - S_{пер}) / 2.$$

¹ Заметим, что ещё Н.А.Бернштейн определял ходьбу, как «иклический акт, то есть движение, в котором периодически повторяются вновь и вновь одни и те же фазы» [8].

Имеющиеся данные о человеке на тредбане

Достаточно очевиден факт индивидуального устройства костно-мышечного аппарата (конституции) у каждого отдельного человека и связанной с этим наблюдаемой неоднозначности величин параметров походки даже в простейшем случае его прямолинейного движения по плоской поверхности. В связи с этим, в качестве параметров человека и его ходьбы приходится рассматривать лишь осреднённые данные с диапазонами их значений, получаемые по наблюдениям людей разного возраста и пола. Эти данные приходится собирать из разных источников. Покажем их возможные диапазоны (см. [9]):

Средние размеры элементов тела человека

Таблица 1

Относительно размеров – головы:		высоты Н:	в [м]	в [м]	
Рост человека		7,5	1	1,60	1,85
Голова	(Г)	1	0,13	0,21	0,24
Туловище	(Т)	3	0,40	0,64	0,74
Рука	(Р)	3,25	0,43	0,69	0,80
Бедро	(L _{БК})	1,5	0,20	0,32	0,37
Голень	(L _{КГ})	2,0	0,26	0,42	0,48
Нога до голеностопа	(L _{БГ})	3,19	0,46	0,74	0,85
Нога стоит на пятке	(H _Н)	3,96	0,47	0,75	0,95
Высота голеностопа	(H _{ГС})	0,42	0,039	0,062	0,10
Длина до пятки	(L _{ГП} α=20°)	0,31	0,04	0,064	0,074
Длина подъёма	(L _{ГС})	0,33	0,043	0,069	0,08
Длина стопы до пальцев	(L _{ПС})	0,83	0,081	0,130	0,15
Длина пальцев ноги	(L _{СН})	0,21	0,027	0,04	0,05

Имеем, также, (см. [10]):

Вес элементов тела человека

Таблица 2

Относительно веса человека G,	в [кг],	в [кг]	в [кг]	
Вес человека	1	G=60	G=80	G=100
Голова	0,0706	4,24	5,65	7,1
Туловище	0,4270	25,62	34,16	42,7
Рука	0,0648	3,89	5,18	6,5
Бедро	0,1158	6,95	9,26	11,6
Голень	0,0527	3,16	4,22	5,3
Стопа	0,0179	1,07	1,43	1,8
Тренажёр голеностопа			2 кг?	

Положения центра масс элементов тела человека Таблица 3

Положения ЦМ - относительно суставов	в [м] G=80кг)
ЦМ бедра – от его сустава	0,40 $L_{Б}$ 0,32
ЦМ голени - от сустава колена	0,38 $L_{КГ}$ 0,15
ЦМ голеностопа - от его сустава	5/9 $H_{ГС}$ 0,04
ЦМ туловища с головой и руками - от бедра	3/8 $L_{ТГР}$ 0,37
Всё тело – от сустава бедра	0,089H 0,16

Приведём, для сравнения некоторые параметры конкретного человека:

Вес человека : $G=91$ кг, (голова+туловище+2 руки: 57,1 кг, нога: 17,0 кг).

Рост человека : $L=1,76$ м, высота ноги $H_n=91$ см, высота голеностопа $H_r=9$ см.

Размеры: бедро-колено $L_{БК}=38$ см, колено-голень $L_{КГ}=44$ см,

длина до пятки $L_{ГП}=10$ см, угол пятки $\alpha=25^\circ$,

длина стопы до пальцев $L_{ПС}=15$ см, длина пальцев ноги $L_{СН}=7$ см.

Длина шагового цикла одной ноги $L_{ШЦ}=110$ см.

Определение значений шаговых функций суставных углов

Изучению походок людей посвящено большое число работ, начиная со знаменитой работы Аристотеля *De Motu Animalium* («Походки животных»)². К настоящему времени развит широкий круг самых разных направлений этих исследований – от психологии и медицины (связь биомеханических параметров ходьбы с характером, душевным и физическим состояниями человека), и театрального искусства (школа Станиславского движений актёра на сцене и современные исследования «Лунной походки» Майкла Джексона) - до криминалистики (программное обеспечение средств видеонаблюдения).

В точки зрения данных о походке человека, нужных для формирования законов управления движениями тренажёра, в литературе и в Интернете можно найти большое число интересных наблюдений человеческих походок. Однако большинство этих публикаций содержат, к сожалению, лишь качественные (в лучшем случае – графические) описания полученных результатов.

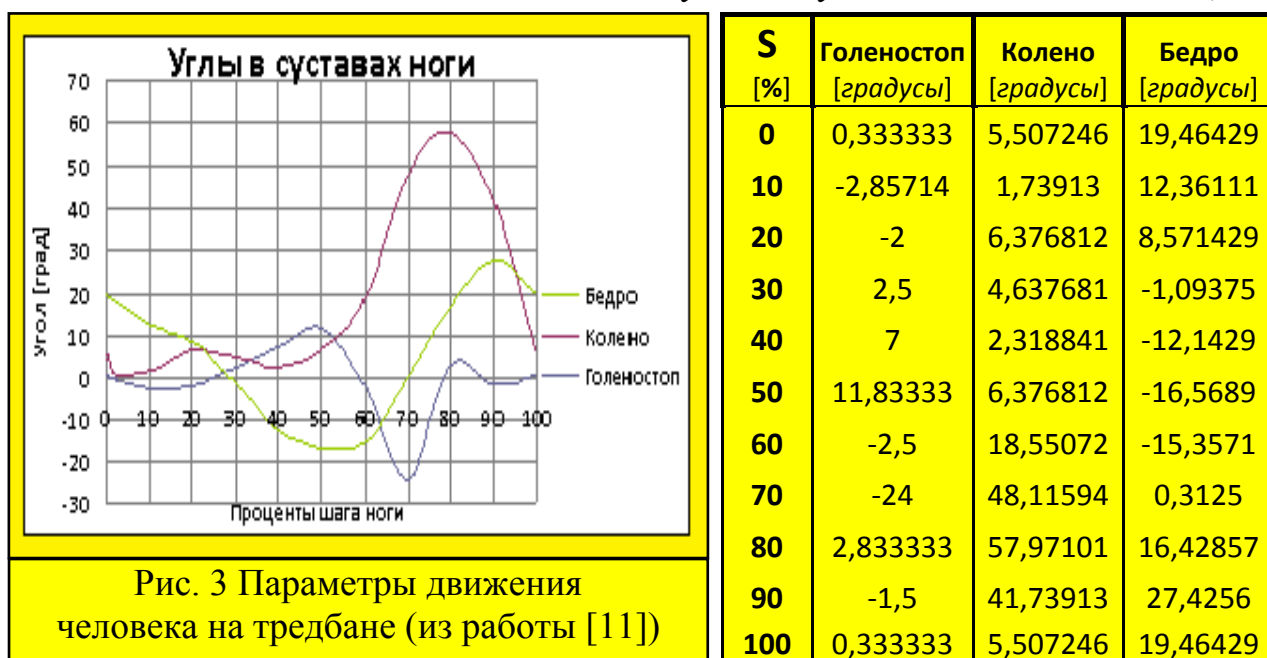
Из многих просмотренных работ с этой точки зрения наиболее полезной оказалась опубликованная в 2010 г. работа [11]. В ней содержатся достаточно полная графическая информация об изменении угловых параметрах в трёх суставах ног человека в разных точках шагового цикла при прямолинейном движении по ровной поверхности. Эта информация была получена в результате тщательной обработки и осреднения зрительных (маркерных) измерений, выполненных с точностью 1 мм, наиболее стандартного режима ходьбы шести здоровых испытуемых (в возрасте 21-33 года 4 мужчинам и двум женщинам) по беговой дорожке тренажёра Локомат с фиксированными скоростями её движения в диапазоне 2,0..3,2 км/час.

По результатам обработки измерений картины движений разных испытуемых и с их разной скоростью шагания авторами работы была выполнена привязка вычисленных значений суставных углов к значениям длины шагового цикла с последующим осреднением массива полученных данных. При этом анализ текста статьи позволяет сделать вывод, что в качестве важного для последующего использования параметра процентов длины шагового цикла (0..100 %) были приняты проценты времени последнего.

² Аристотель (середина III в. д. н. э.) был первым, кто задумался о способах изменения положения в пространстве у зверей и людей. Интересные цитаты из его упомянутой работы можно найти в http://books.google.ru/books?id=IZGxiHM2ldIC&redir_esc=y. Краткий обзор истории исследований походок человека см. http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis.

Для анализа законов изменения суставных углов и построения формализма управления движением ног пациента на тредбане крайне желательно иметь подробные описания *численных результатов* экспериментальных исследований параметров ходьбы человека. В связи с этим, опубликованные в работе [11] осреднённые по испытуемым и по скоростям ходьбы графики суставных углов и шкалы их осей были нами с максимальной возможной точностью оцифрованы путём их оптического увеличения до трёх-пиксельных размеров линий на экране и считывания координат средних пикселей кривых с подробным шагом вдоль кривых. Затем построенным линейным интерполяционным алгоритмом с учётом пиксельных масштабов шкал были вычислены (см. приложенный файл Excel-программы) значения суставных углов в точках шагового цикла с интервалом 10%. Полученные значения и их цифровые графики, используемые в дальнейшем анализе, показаны на рис. 3 и в табл. 4:

Численные значения шаговых углов в суставах ноги Таблица 4



На графике рис. 1 видно, что коленный сустав наиболее выпрямлен сразу после 0% и позже - между 40% и 45% шага. Такие конфигурации прямой ноги по очевидности должны возникать в двух моментах шага (см., также, ниже рис. 3 и 5):

- в конце динамического выпрямления переносимой ноги при «выбрасывании» вперёд её стопы, - особенно при быстрой ходьбе и тяжёлой обуви (перед началом её обратного движения для опорной постановки в процессе ходьбы без спотыкания);
- при толчковом выпрямлении задней ноги в конце опорной части шага.

На рис. 3 хорошо видно, что в обоих случаях именно в эти моменты бедро (а значит и вся нога) движутся назад, и что такое обратное движение бедренного сустава назад начинается ещё на 90% предыдущего шага и завершается уже после 50% текущего шага. Отсюда следует вывод, - важный для построения тренажёрных движений со стимуляцией стопы, - что опорная фаза ноги должна формироваться где-то между 90% и 60% этого шагового цикла.

Модель геометрии ходьбы с опорой на стопу

Расчёт изменений конфигураций ноги в процессе шага

В каждой точке шагового цикла $S\%$ измеренные углы единственным образом определяют «конфигурацию ног» - геометрические параметры взаимного расположения звеньев ног относительно друг друга и относительно оси корпуса. Для описания текущей конфигурации ноги выберем базовую систему координат $OX_k Y_k$ ноги, связав её с осью корпуса. её начало - в шарнире бедра (т. Б), ось X_k направлена от головы вниз, ось Y – вперёд в плоскости ноги. На рисунке 4 слева показаны шарниры колена (т. К), голеностопа (т. Г), и опорных мест пятки (т. П) и пальцев стопы (т. С) с определениями положительных направлений их шарнирных углов. При этом предполагается, что нулевое значение угла поворота голеностопа соответствует прямому углу между голенью и плоскостью стопы. В этих обозначениях для решения *прямой конфигурационной задачи ног* (ПКЗ: суставные углы $\rightarrow$ координаты) имеем:

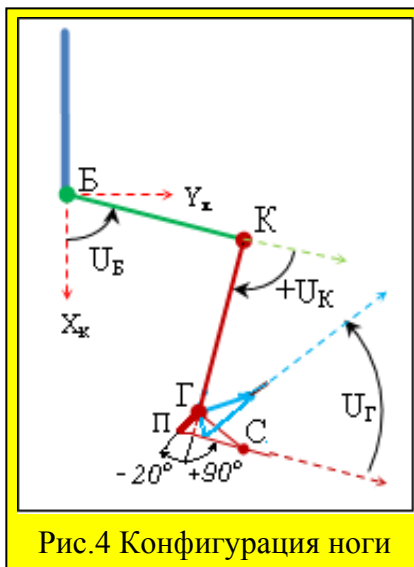


Рис.4 Конфигурация ноги

онной задачи ног (ПКЗ: суставные углы $\rightarrow$ координаты) имеем:

$$\left. \begin{aligned} X_B &= Y_B = 0. \\ X_K &= L_{BK} \cdot \cos(U_B). \\ Y_K &= L_{BK} \cdot \sin(U_B). \\ X_G &= X_K + L_{KG} \cdot \cos(U_B - U_K). \\ Y_G &= Y_K + L_{KG} \cdot \sin(U_B - U_K). \\ X_P &= X_G + L_{GP} \cdot \cos(U_B - U_K + U_G + \alpha_P). \\ Y_P &= Y_G + L_{GP} \cdot \sin(U_B - U_K + U_G + \alpha_P). \\ X_C &= X_P + L_{PS} \cdot \cos(U_B - U_K + U_G + 90^\circ). \\ Y_C &= Y_P + L_{PS} \cdot \sin(U_B - U_K + U_G + 90^\circ) \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

Под расстоянием L_{PS} подразумевается расстояние от центра пятки до центра сустава пальцев ноги.

При ходьбе важную роль при опоре в конце шага играют пальцы ноги. К сожалению, данных об их положении в литературе найти не удалось (световые метки в районе пальцев ноги трудно устанавливать и наблюдать). По предположению пальцы ноги вне диапазона $S=40..60\%$ продолжают стопу и их координаты вычисляются по формулам для стопы с $L_{PS} := L_{CH} = 7$ см. Вне этого диапазона они предполагаются расположенными горизонтально.

В таблице 5 по данным таблицы 4 и рис. 3 приведены результаты расчёта конфигурационных координат X_k и Y_k осей суставов колена, голеностопа, пятки и пальцев стопы в описанной системе координат корпуса для точек шагового цикла S с их интервалом 10% . Принятые для расчёта размеры звеньев ноги L_{BK} , L_{KG} , L_{GP} и L_{PS} показаны в таблице 5, а шарнирные углы U_B , U_K и U_G взяты из таблицы 4. Далее путём построения прямых линий, соединяющих относительно вертикальной оси корпуса приведённые в табл. 5 точки осевых координат бедра, колена, голеностопа с пяткой и пальцами стопы, можно продемонстрировать (см. рис. 5) картину последовательного изменения в процессе шага конфигураций ноги в её плоскости - (соответствующую Excel-программу для решения ПКЗ - прямой конфигурационной задачи и рисования конфигураций ноги можно найти в приложенном файле).

Конфигурация ноги в системе координат корпуса

Таблица 5

Исходные данные [°]				Координаты элементов ноги [см]											
%	Голеностоп	Колено	Бедро	Шарнир бедра		Шарнир колена		Шарнир голеностопа		Пятка		Шарнир пальцев		Конец пальцев	
				L _{БК} =38		L _{КГ} =44		L _{ГП} =10		Угол =25°		L _{ПС} =15		L _{СН} =7	
				X _к	Y _к	X _к	Y _к	X _к	Y _к	X _к	Y _к	X _к	Y _к	X _к	Y _к
0	0,33	5,51	19,46	0	0	35,83	12,66	78,53	23,27	88,36	21,42	84,65	35,95	82,92	42,73
10	-2,86	1,74	12,36	0	0	37,12	8,13	80,37	16,24	89,92	13,28	87,89	28,14	86,94	35,08
20	-2,00	6,38	8,57	0	0	37,58	5,66	81,54	7,35	90,62	3,15	90,57	18,15	90,54	25,15
30	2,50	4,64	-1,09	0	0	37,99	-0,73	81,77	-5,12	90,58	-9,85	91,43	5,13	91,82	12,12
40	7,00	2,32	-12,14	0	0	37,15	-7,99	79,76	-18,98	88,19	-24,35	90,14	-9,47	90,14	-2,47
50	11,83	6,38	-16,57	0	0	36,42	-10,84	76,94	-27,99	85,02	-33,88	87,91	-19,16	87,91	-12,16
60	-2,50	18,55	-15,36	0	0	36,64	-10,06	73,16	-34,61	77,95	-43,39	86,85	-31,31	86,85	-24,31
70	-24,00	48,12	0,31	0	0	38,00	0,21	67,56	-32,39	66,37	-42,32	80,62	-37,63	87,27	-35,44
80	2,83	57,97	16,43	0	0	36,45	10,75	69,38	-18,43	73,81	-27,40	83,19	-15,69	87,57	-10,23
90	-1,50	41,74	27,43	0	0	33,73	17,50	76,36	6,62	83,93	0,09	88,02	14,52	89,92	21,26
100	0,33	5,51	19,46	0	0	35,83	12,66	78,53	23,27	88,36	21,42	84,65	35,95	82,92	42,73

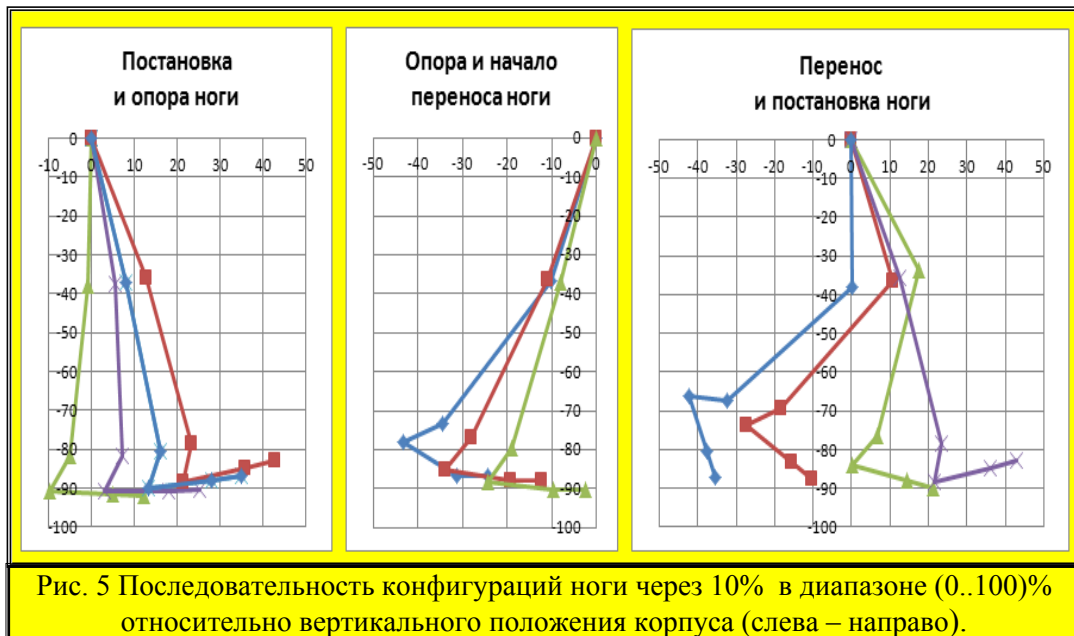


Рис. 5 Последовательность конфигураций ноги через 10% в диапазоне (0..100)% относительно вертикального положения корпуса (слева – направо).

Отметим, что в рассматриваемом случае ходьбы на тредбане с предположением о вертикальной ориентации оси корпуса опорная точка стопы находится под корпусом в тесной окрестности момента $S=30\%$ - вблизи пересечения с опорной поверхностью оси X_k связанной с корпусом системы координат (см. рис. 4 и 5).

В свою очередь, решение обратной конфигурационной задачи ног (ОКЗ: координаты суставов $\rightarrow$ их углы) в предположении, что измерены координаты маркеров суставов, пятки и опорного шарнира стопы, выглядит так:

$$\left. \begin{aligned} U_B &= \arcsin(Y_k/L_{BK}) = \arccos(X_k/L_{BK}). \\ U_K &= U_B - \arcsin((Y_G - Y_K)/L_{KG}) = U_B - \arccos((X_G - X_K)/L_{KG}). \\ U_G &= U_K - U_B + \arccos((Y_C - Y_P)/L_{PC}) = U_K - U_B + \arcsin((X_C - X_P)/L_{PC}). \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

Поскольку углы в бедре и в колене могут достигать 90° , то в алгоритме вычисления значений U_B , U_K и U_G надо выбирать нужную формулу с позиций сохранения вычислительной точности. Знак углов определяет знак их $\arcsin(\cdot)$.

Модель схемы тела испытуемого

В процессе тренажёрной имитации ходьбы в интересах поддержания

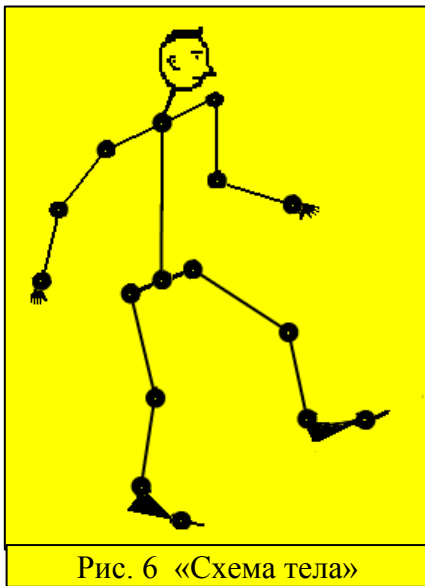


Рис. 6 «Схема тела»

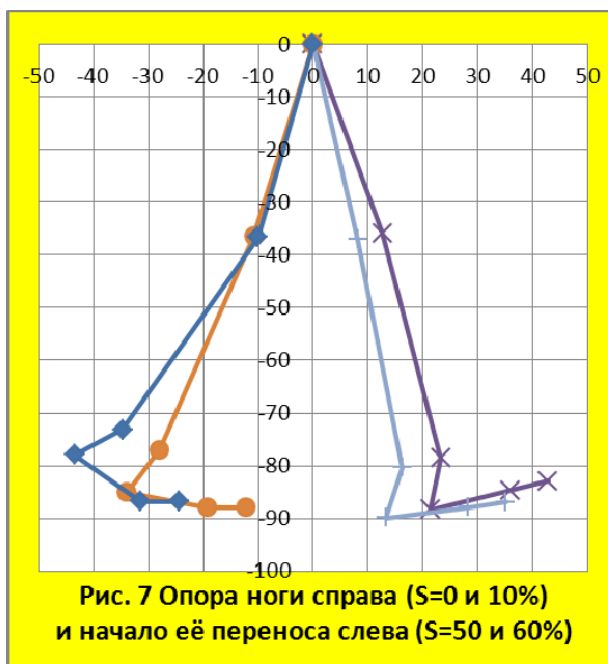
процесса реабилитации крайне важным является физиологически правильное формирование расположения текущей конфигурации элементов тела относительно направления силы тяжести и действующих внешних сил и сил инерции. Эти факторы у человека на уровне чувств образуют неосознаваемую им «модель схемы тела» [12]. По утверждению физиологов [13, 14] тренажёрная имитация картины схемы тела является важным фактором процесса реабилитации травмированных механизмов нервно-мышечной системы человека. Это психо-физиологическое понятие ниже употребляется в смысле описания текущих конфигураций звеньев тела относительно линии опо-

ры ног и равновесных направлений действия всех сил тяжести и сил инерции. При этом, поскольку нас больше всего интересуют движения ног на тренажёре, то в рассматриваемых ниже материалах будем исключать из рассмотрения движения рук и головы, заменяя их движением суммарного ЦМ туловища с головой и руками.

Относительно вертикального направления силы тяжести полная геометрия положения двух ног, таза и корпуса с руками и головой в системе координат корпуса (см. рис. 6) определяется для каждой точки ($S_{\%}$) шагового цикла поочерёдной подстановкой в выражения системы (1) значений углов $U_B(S_{\%})$, $U_K(S_{\%})$, $U_T(S_{\%})$ и $U_B(S_{\%}+\Delta S_{\%})$, $U_K(S_{\%}+\Delta S_{\%})$, $U_T(S_{\%}+\Delta S_{\%})$. Здесь величина $\Delta S_{\%}$ отражает величину взаимного фазового сдвига начал опоры обеих ног, которая в предположении о регулярном и симметричном процессе ходьбы равна $\Delta S_{\%}=50\%$ (см. выше рис. 2).

При анализе ощущаемой человеком схемы тела по экспериментальным данным записей только суставных углов основной проблемой является определение точных моментов начала фаз опоры и переноса ног. В случае анализа экспериментальных данных, приведённых на рис. 3 и в таблице 4 эта задача отягощена отсутствием информации об угловом движении корпуса человека, необходимой для правильной привязки конфигураций ног к направлению силы тяжести. В этой ситуации построить схему тела можно путём использования свободного параметра схемы тела – угла наклона корпуса человека относительно вертикали (предполагая непрерывность изменений этого угла).

Важным условием для выбора положения наклона корпуса является необходимость принадлежности горизонтальной опорной поверхности опорных точек обеих ног в момент их совместного стояния (см. схему на рис. 1). Это достаточно очевидно, поскольку в окрестности моментов смены фазового состояния на шаговом цикле ноги приведенные в таблице 5 и на рис. 5 её конфигурационные данные соответствуют одному и тому же углу и одинаковым координатам положения корпуса.



тавных углов именно в позиции 50% её шагового цикла, отсчитываемого от начала опорной фазы ноги. Эта другая нога вблизи этого момента тоже почти выпрямлена, но её конфигурация относительно вертикального корпуса, как и следовало ожидать, соответствует предположению об опоре ноги в конце шага на носок. И в эти моменты $S \approx 0\%$ и $S \approx 50\%$ обе ноги всегда касаются опорной поверхности. Это позволяет оценить ориентацию корпуса человека путём сравнения в шаговом цикле вертикальных позиций пальцев голеностопа ног при $S \approx 50\%$ и пятки при $S \approx 0\%$ (см. табл. 5 и рис. 5).

Таким образом, для определения схемы тела в начальный момент опорной фазы шагового цикла нужно подобрать угол наклона корпуса из условия горизонтального расположения крайних точек стоп (пятки и пальцев стопы) обеих ног на равной высоте от горизонтали бедренных шарниров обеих ног.

Упрощающим обстоятельством в рассматриваемом случае тренажёрной ходьбы является постоянное почти вертикальное положение корпуса человека. Анализ данных таблицы 5 показывает, что вертикальные координаты пятки при $S=0\%$ и пальцев голеностопа при $S=50\%$ совпадают с погрешностью в 5 мм (88,4 и 87,9 см соответственно). При шаговом расстоянии этих опорных точек, около 41 см отклонение корпуса от вертикали составляет величину меньше 1° . Это обстоятельство и позволяет считать ориентацию корпуса вертикальной. Поскольку вертикальное положение корпуса кроме двух крайних позиций опорной фазы шагового цикла существует и её середине - в момент наивысшей позиции ЦМ $S \approx 30\%$ (см. рис.3 и 5) при полностью выпрямленной ноге, то можно положить, что в рассматриваемом эксперименте ориентация корпуса неизменно оставалась близкой к вертикальной.

В этом предположении построенные выше конфигурации ног на рис. 5 достаточно хорошо отражают вместе с этим и искомую картину последовательности изменений схемы тела при ходьбе человека на тредбане тренажёра.

На рис. 7, построенном по данным табл. 5, показаны окрестности шаговых моментов постановки ноги на опорную поверхность и начала её подъёма. Здесь хорошо видно, что вблизи постановки в опору переносной ноги ($S \geq 0\%$) её колено почти выпрямлено, а конфигурация её бедра и стопы относительно вертикального корпуса, вычисляемая из значений шарнирных углов в этот момент, соответствует предположению о постановки ноги на пятку. В такой момент начала опоры одной ноги конфигурация ещё опорной другой ноги, как это было показано выше, определяется значениями её сус-

Вычислительная модель ходьбы с опорой на стопу

Для построения картины смен опорных и переносных конфигураций ноги её последовательные положения на шаге удобнее привязать не координатам бедренного сустава, как это сделано на рис. 5, а к координатам точек опоры ноги (в пятке или в стопе). Для этого требуется найти эти точки.

В первом приближении в качестве опорной точки стопы в открытом справа интервале $S=[0..30)\%$ можно считать точку пятки, в интервале $S=[30..40)\%$ можно принять, что опора перемещается в сустав пальцев ноги, а далее – в диапазоне $S=50..100\%$ опора выполняется пальцами ноги. При этом в диапазоне $S=40\%..60\%$ пальцы ноги остаются в горизонтальном положении.

Другим, достаточно правдоподобным предположением является предположение о частом сохранении в процессе шага вертикального положения оси корпуса человека на тредбане тренажёра. Это предположение подтверждается наблюдениями походок многих людей, особенно женщин и людей преклонного возраста. Эти наблюдения показывают, что чаще в динамике ходьбы используются взмахи рук и осевые повороты корпуса и таза. Продольные (сагиттальные) наклоны корпуса наблюдаются лишь в специальных случаях силовой походки на повышенных скоростях ходьбы и при неподвижных руках. Поэтому в работах по описанию походок людей продольные колебания корпуса практически не рассматриваются (см., например [15]).

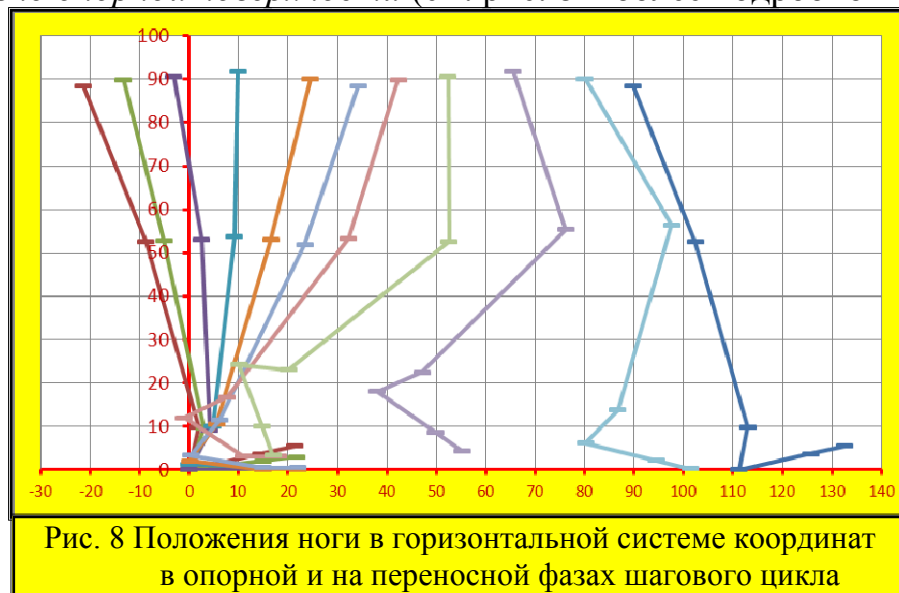
В этих предположениях свяжем с точкой постановки пятки ноги на опорную горизонтальную поверхность ($S=0\%$) «горизонтальную» систему координат, - с её осью X , направленной вправо, и осью Y , направленной вверх. В этой системе координат положение суставов ноги в опорной фазе шага определяется условиями отсутствия проскальзывания опорных точек стопы $X_{оп}$, $Y_{оп}$, а на фазе переноса ноги ($S>50\%$) – условием совпадения координат бедренных шарниров стоящей ноги и переносимой ноги. Имеем:

$$\begin{aligned}
 & \text{Если } S < 30, \text{ то } \{ X_B(S) = -Y_{п}(S), Y_B(S) = X_{п}(S) \}; & \text{иначе,} & \\
 & \text{если } S < 50, \text{ то } \{ X_B(S) = L_{пс} + L_{сн} - Y_{пн}(S), Y_B(S) = X_{пн}(S) \}; & \text{иначе,} & \\
 & \text{если } S = 50, \text{ то } \{ X_B(S) = L_{пс} + L_{сн} - Y_{пн}(S), Y_B(S) = X_{п}(S=0) \}; & \text{иначе,} & \\
 & \text{если } S > 50, \text{ то } \{ X_B(S) = X_B(S-50) - X_B(0) + X_B(50), Y_B(S) = Y_B(S) \}. & & \\
 & X_K(S) = X_B(S) + Y_K & & \\
 & Y_K(S) = Y_B(S) - X_K. & & \\
 & X_{Г}(S) = X_B(S) + Y_{Г}. & & \\
 & Y_{Г}(S) = Y_B(S) - X_{Г}. & & \\
 & X_{п}(S) = X_B(S) + Y_{п} = 0. & & \\
 & Y_{п}(S) = Y_B(S) - X_{п} = 0. & & \\
 & X_{с}(S) = X_B(S) + X_{с}. & & \\
 & Y_{с}(S) = Y_B(S) - Y_{с}. & & \\
 & \text{Если } S \geq 40 \text{ и } S \leq 60, \text{ то} & & \\
 & \{ X_{пн} = X_{с} + L_{сн}, Y_{пн} = Y_{с} + L_{сн} \}; & \text{иначе} & \\
 & \{ X_{пн} = X_{с} + L_{сн} \cdot \cos(U_B - U_K + U_{Г} + 90^\circ), Y_{пн} = Y_{с} + L_{сн} \cdot \sin(U_B - U_K + U_{Г} + 90^\circ) \}. & & \\
 & X_{пн}(S) = X_B(S) + X_{пн}. & & \\
 & Y_{пн}(S) = Y_B(S) - Y_{пн}. & &
 \end{aligned} \tag{3}$$

Таким образом, спрятанная в этих формулах логика построенной *модели шага ноги со стопой* (которая, как показал анализ, вполне согласуется с измеренными значениями углов в суставах ноги) подчиняется следующим правилам:

- Во всех моментах шага горизонтальные и вертикальные координаты X_z и Y_z всех суставов ноги привязываются к координатам бедра $X_B(S)$ и $Y_B(S)$ рассматриваемой ноги;
- при $S < 30\%$ расчёты координат бедра выполняются в предположении опоры на пятку ноги;
- между $S = 30\%$ и $S < 50\%$ предполагается перенос опоры ноги на пальцы её стопы;
- в позиции $S = 50\%$ происходит передача высоты бедренного сустава (по его вертикальной координате Y_B) опорному процессу на вновь поставленной ноге, в то время как по горизонтальной координате X_B сохраняется логика опоры на пальцах стопы рассматриваемой ноги;
- позже - при $S > 50\%$ горизонтальные и вертикальные координаты всех суставов переносимой ноги привязываются к координатам её бедра $X_B(S)$. Путевая позиция бедра переносимой ноги $X_B(S)$ относительно позиции начала переноса ноги $X_B(S = 50\%)$ определяется приращением горизонтальных координат бедра опорной ноги в точке $X_B(S = 50\%)$ относительно точки начала опоры $X_B(S = 0\%)$, а для определения высоты бедра переносимой ноги его вертикальная координата $Y_B(S) := Y_B(S - 50\%)$ - привязывается к вертикальным координатам бедра опорной ноги в прошлой на 50% точке шага.

Выполнение расчётов по этой системе с использованием данных о координатах звеньев ноги, приведённых выше в таблице 5, позволяет построить *изображение конфигурационных изменений геометрии ноги в процессе шага относительно опорной поверхности* (см. рис. 8 и более подробно – рис. 9).



Полученная картина движения ноги в начале шагового цикла и анализ графика измеренных углов на рис. 3 позволяют предположить, что истинным моментом начала опорной фазы в шаговом цикле ноги является момент $S_0 \approx 2\%$. Это предположение связано с *одновременным почти равенством нулю измеренных суставных углов в колене и в голеностопе*.

S	0%		10%		20%		30%		40%		50%		60%		70%		80%		90%		100%	
	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2	$\bar{X}_2$	Y_2
Б	-21,4	88,4	-13,3	89,9	-3,2	90,6	9,9	91,8	24,5	90,1	34,2	88,4	42,3	89,9	52,4	90,6	65,5	91,8	80,1	90,1	89,7	88,4
К	-8,8	52,5	-5,1	52,8	2,5	53,0	9,2	53,8	16,5	53,0	23,3	51,9	32,2	53,3	52,6	52,6	76,2	55,4	97,6	56,4	102,4	52,5
Г	1,9	9,8	3,0	9,6	4,2	9,1	4,8	10,0	5,5	10,4	6,2	11,4	7,7	16,8	20,0	23,1	47,0	22,4	86,7	13,8	113,0	9,8
П	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	1,2	0,1	1,9	0,3	3,3	-1,1	12,0	10,1	24,2	38,1	18,0	80,1	6,2	111,2	0,0
С	14,5	3,7	14,9	2,0	15,0	0,1	15,0	0,4	15,0	0,0	15,0	0,4	11,0	3,1	14,8	10,0	49,8	8,6	94,6	2,1	125,7	3,7
Н	21,3	5,4	21,8	3,0	22,0	0,1	22,0	0,0	22,0	0,0	22,0	0,4	18,0	3,1	17,0	3,4	55,2	4,3	101,3	0,2	132,5	5,4

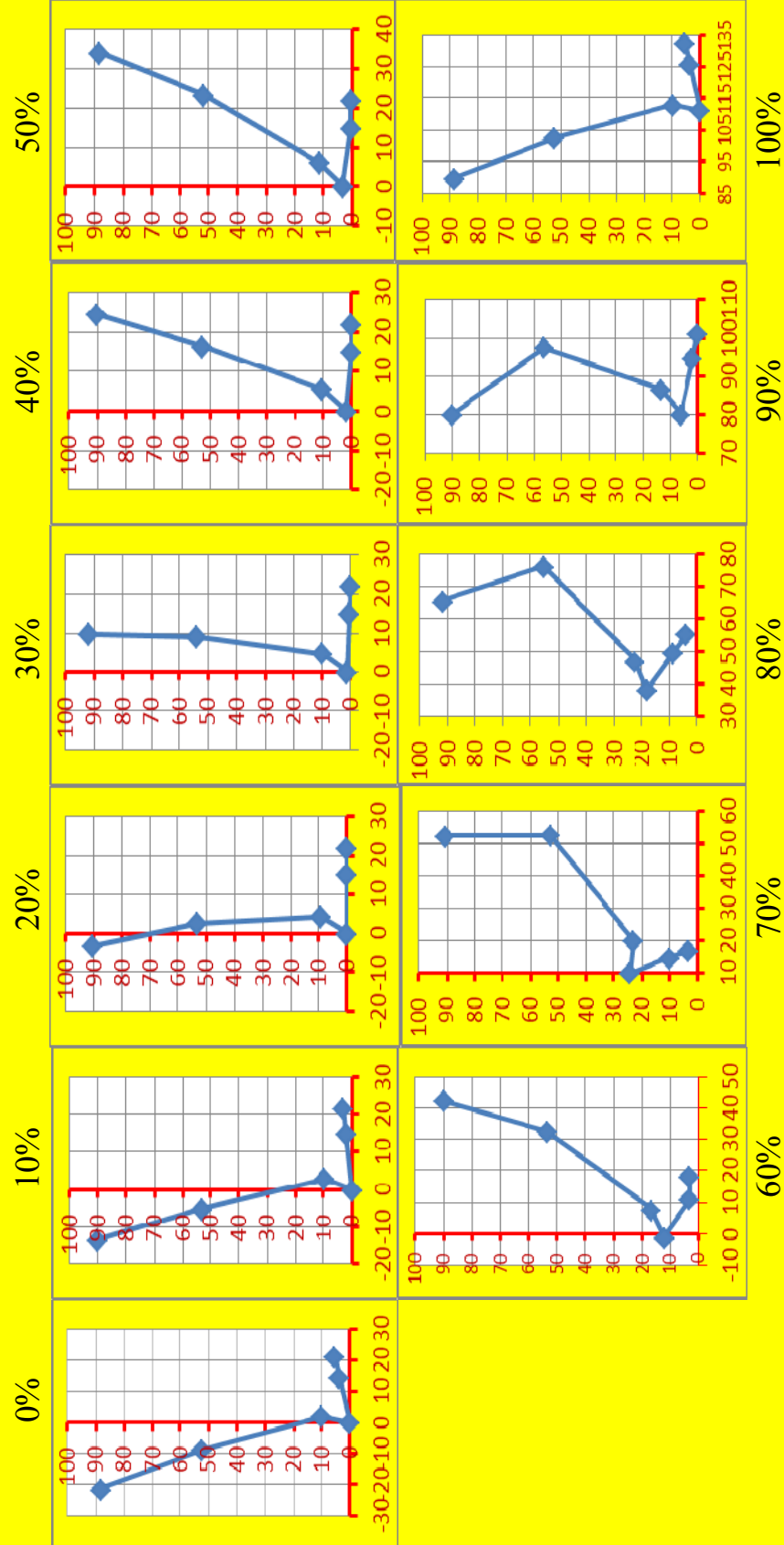


Рис. 9 Взаимные положения опорной и переносной фаз ноги в горизонтальной системе координат

Кроме того, приведённые материалы показывают, что в зафиксированной походке человека на тредбане опорная нога в её обратном движении (согласующем скорости движения ноги и ленты бегущей дорожки) действительно выпрямляется после постановки где-то на первых 10% шага (см. рис. 8). Дальнейшее движение ноги человека на угол $\sim 10^\circ$ происходит в режиме, аналогичном режиму перевёрнутого маятника – сначала вокруг пятки, а затем - вокруг неподвижных пальцев стопы. Интересно, также заметить, что, как это показывает рис. 9, в начале переноса движущейся вперёд ноги на 60-70% шага её пятка поднимается практически вертикально. Это обстоятельство может упростить процесс построения программного движения двигателей тренажёра.

Совместное рассмотрение полученной таблицы координат на рис. 9 и значений углов на рис. 3 приводят к следующим оценкам. Моментом середины опорной фазы шага, скорее всего, следует считать момент $S \approx 27\%$, где угол бедра $U_B \approx 0^\circ$. Момент конца опорной фазы, похоже, приходится на район $S \approx 48\%$, где суставные углы соответствуют прямой ноге с максимальным углом голеностопа. Из этой таблицы видно, что в момент $S = 50\%$ высота как пятки, так и пальцев ноги уже несколько больше нуля.

Важным моментом для построения требуемого движения человека на тренажёре является, также, *анализ траектории шагового движения бедренного сустава*. Простейшей моделью является представление о круговом движении бедренного сустава вокруг полностью выпрямленной ноги. В этом случае при вертикальном положении бедренной точки её высота по сравнению с высотой в начале опорной фазы должна была бы увеличиться примерно на 5 см.

Однако в данном эксперименте, как показывают вычисления (см. таблицы), корпус человека в процессе шага на $S = 30\%$ достигает заметно меньшего увеличения высоты бедренной точки – не более чем на 3 см от 88 см его начальной высоты. Это объясняется более сложным первоначальным *движением ноги вокруг стопы - с одновременным сгибанием ноги в колене*. Затем в процессе вращения почти прямой ноги вокруг пальцев стопы в точках около 50% шага происходит снижение высоты бедренной точки до тех же 88 см, и именно в окрестности этого момента 50% шага начинаются фазы переноса рассматриваемой ноги и опоры другой ноги (что хорошо видно на рис. 9).

Приведённые рисунки и таблицы показывают, также, что максимальные значения бедренных размахов ног α_b равны (относительно вертикальной позиции корпуса) 27° у передней ноги в крайний момент её переноса шага (на 90% шагового цикла) и -16° у задней ноги в момент конца опоры (на 50% шагового цикла). Эти данные позволяют оценить конструктивные параметры тренажёра и управления движением человека в опорной фазе шагового цикла.

Описанная выше геометрическая картина положения звеньев тела относительно силы тяжести предназначена для использования при разработке алгоритмов формирования средствами мехатроники приводных систем тренажёра реабилитационных ощущений схемы тела у пациента.

Заключение

В отчёте разработаны средства и выполнен анализ геометрических параметров движения ноги человека в процессе ходьбы. Полученные результаты необходимы для использования как при разработке алгоритмов проектирования элементов мехатроники отечественного тренажёра для реабилитации спинальных больных, так и в процессе их лечения. В эти результаты входят:

1. *Технология представления и преобразования экспериментальных данных об изменениях суставных углов ноги человека в процессе ходьбы в виде электронных таблиц.* Выбор такого способа представления данных связан с тем, что он широко используется в медицинской практике и при физиологических исследованиях. Ожидается, что это должно облегчить процесс внедрения разрабатываемых тренажёрных средств мехатроники в нематематической среде. Кроме того встроенные возможности Excel-средств с одной стороны позволяют получить всё необходимое богатство требуемых текстовых, графических и аналитических преобразований экспериментальных данных в процессе работы с ними, а с другой – обеспечивают простоту их внедрения в программные средства более высокого уровня.
2. *Методика и Excel-программа оцифровки и предварительной обработки (сглаживание, интерполяция и дифференцирование) экспериментальных данных.* Разработанные средства предназначены для использования исходных экспериментальных данных как в бумажном, так и в электронном виде. Последнее обстоятельство облегчает реализацию интерфейса разработанных средств с аппаратными средствами мехатроники тренажёра.
3. *Алгоритм и Excel-программа для анализа графических данных об изменениях суставных углов ноги человека в процессе ходьбы.* Это проблемно-ориентированное средство предназначено для использования при разработке алгоритмов формирования реабилитационных ощущений у пациента его схемы тела средствами мехатроники приводных систем тренажёра.
4. *На примере литературных данных об экспериментальных наблюдениях угловых параметров суставных углов ног человека при его движении на тредбане тренажёра Локомат выполнен анализ геометрических свойств регулярной ходьбы человека и сформулированы условия сохранения симметрии картины движения ног и регулярности характеристик их движения на соседних шагах* для широкого множества разнообразных походок человека. Этими условиями являются:
 - равенство длительностей шаговых циклов обеих ног;
 - равенство расстояний между левыми и правыми границами их шаговых циклов;
 - одинаковость параметров движения в суставах ног на левых и правых границах шага ног;
 - начала опорных фаз ног должны быть взаимно сдвинуты на 50% их шагового циклов;
 - длительности опорной фазы ноги, фазы её переноса и фазы совместного стояния ног строго связаны определённым соотношением.

Литература

1. Штаны-самоходы для инвалидов 13 ноября 2009
<http://dom-krasnodar.ru/542-shtany-samoxody-dlya-invalidov-foto.html>
2. Экзоскелет ReWalk возвращает способность ходить парализованным людям. http://dom-krasnodar.ru/news_regions/
3. Платонов А.К., Павловский В.Е., Сербенюк Н.С., Гришин А.А., Герасименко Ю.П., Мошонкина Т.Р. Биомехатроника лечебно-исследовательского тренажера-кровати.
// Препринты ИПМ им. М.В. Келдыша, 2012. № 16. 32 с.
4. Тренажёр Lokomat Nanos (2010г)
<http://www.hocoma.com/en/products/lokomat/lokomatnanos/>
5. Походки [http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_\(human\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_(human))
6. Анализ походок http://en.wikipedia.org/wiki/Gait_analysis
7. Clinical Gait Analysis and Its Role in Treatment Decision-Making (Клинические исследования походок - цели и средства)
<http://www.actionresearch.pwp.blueyonder.co.uk/altcamden/gaitanalysis/index.htm>
8. Бернштейн Н. А. Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка. — М.: Физкультура и спорт, 1940.
9. Размеры идеального человека с точки зрения школы художника
<http://art-assorty.ru/106-proporcii-dlya-hudozhnika.html>
10. Бернштейн Н. А. Биомеханика для инструкторов)(Лекции на курсах инструкторов Промышленного Экономическ. Отд. Моспрофобра).
«Новая Москва», 1926, 184 с.
11. Joseph Hidler, Wessel Wisman, Nathan Neckel Kinematic trajectories while walking within the Lokomat robotic gait-orthosis. // Clinical Biomechanics 23 (2008) pp1251–1259
12. Схема тела
http://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D1%85%D0%B5%D0%BC%D0%B0_%D1%82%D0%B5%D0%BB%D0%B0
13. Гурфинкель В.С. , Левик Ю.С. Концепция «схемы тела» и моторный контроль ././ Интеллектуальные процессы и их моделирование. Организация движений. — М.: Наука, 1991. — 59 с.
14. И.Б. Козловская Частное сообщение.
15. Ходьба в графиках
<http://atec.utdallas.edu/midori/Handouts/walkingGraphs.htm>

Приложения:

1. Excel-программа оцифровки графиков суставных углов:
http://www.keldysh.ru/Biomechatronics/report/Graph_Locomat.xls
2. Excel-программа предварительной обработки графиков суставных углов:
[Углы и скорости ходьбы.xlsx](#)
3. Excel-программа для решения прямой и обратной конфигурационных задачи процесса ходьбы:
[ПКЗ_ОКЗ.xlsx](#)