

суглоба, більшого за 20 мл, та позитивного кореляційного зв'язку суглоба, між показниками внутрішньосуглобового тиску і об'ємом внутрішньосуглобової рідини в нормі, а також чіткого визначення оптимального положення кісток ліктьового суглоба, що забезпечує мінімальний внутрішньосуглобовий тиск.

### Висновки

1. Найменший внутрішньосуглобовий тиск у ліктьовому суглобі в положенні розгинання 110° і нейтральної супінації-пронації.

2. Зміна взаємоположення кісток, що зчленують ліктьовий суглоб, від нейтрального до максимального згинання чи максимального розгинання, підвищує внутрішньосуглобовий тиск у 4–4,5 рази.

3. Показники внутрішньосуглобового тиску залежать як від просторової орієнтації кісток, які зчленують ліктьовий суглоб, так і об'єму рідини в порожнині суглоба.

### Література

1. *Ашмарин И. П.* Быстрые методы статистической обработки и планирование экспериментов / *Ашмарин И. П., Васильев Н. Н., Амбросов В. А.* – Л.: Изд-во ЛГУ, 1975. – 76 с.
2. Большая медицинская энциклопедия : в 36 т. – Т. 13. Изд. 3-е / гл. ред. акад. *Б. В. Петровский.* – М.: Сов. энцикл., 1980. – 226 с.
3. *Гланц С.* Медико-биологическая статистика / *Гланц С.*; Пер. с англ. – М.: Практика, 1998. – 459 с.
4. *Климовицкий В. Г.* Применение математической статистики в медико-биологических исследованиях / *Климовицкий В. Г., Колодяжский А. В., Вертыло Н. А.* – Донецк: Донеччина, 2004. – 216 с.
5. *Driscoll S. W.* Intraarticular pressure and capacity of the elbow / *Driscoll S. W., Morey B. F., An K. N.* // *Arthroscopy.* – 1990. – Vol. 6, № 2. – P. 100–103.
6. *Morrey B. F.* The elbow and its disorders. Second ed / *B. F. Morrey.* – Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1993. – P. 26–28.

УДК 616.71-001.5-089.84:617.584:612.76

## ОЦЕНКА ДИНАМИКИ ИЗМЕНЕНИЯ БИОМЕХАНИКИ ФУНКЦИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ПРИ ВНУТРИКОСТНОМ ДИСТРАКЦИОННОМ ОСТЕОСИНТЕЗЕ ГОЛЕНИ

*В. В. Гамалий<sup>1</sup>, В. В. Драган, Абу Немер Джамаль А. М.,  
А. А. Кузнецов, Ю. В. Литвиненко<sup>1</sup>, Ю. И. Андрияшик*

*<sup>1</sup>НИИ Национального университета физического воспитания и спорта,  
лаборатория биомеханических технологий, г. Киев, Украина  
Медицинский центр “БОНАМЕД”, г. Киев, Украина*

### **EVALUATION OF DYNAMICS OF CHANGE IN BIOMECHANICS OF FUNCTION OF LOWER EXTREMITY IN DISTRACTION INTRAMEDULLARY OSTEOSYNTHESIS OF SHIN BONES**

*V. V. Gamalii, V. V. Dragan, Abu Nemer Jamal A. M.,  
A. A. Kuznetsov, Yu. V. Lytvynenko, Yu. I. Andriashyk*

*Findings of the lower extremity function obtained by electron optical system “Qualisys” in patients undergone distraction intramedullary osteosynthesis of shin bones by driving devices are presented in the article.*

*Key words: shin, joint, lengthening, walking, function, pace, biochain.*

### **ОЦІНКА ДИНАМІКИ ЗМІНИ БІОМЕХАНИКИ ФУНКЦІЇ НИЖНІХ КІНЦІВОК ПРИ ВНУТРІШНЬОКІСТКОВОМУ ДИСТРАКЦІЙНОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ ГОМІЛКИ**

*В. В. Гамалій, В. В. Драган, Абу Немер Джамаль А. М.,  
А. А. Кузнецов, Ю. В. Литвиненко, Ю. І. Андріяшик*

*Представлені результати дослідження рухової функції нижніх кінцівок електронно-оптичною системою “Qualisys” у пацієнтів, яким проводилася програма внутрішньокісткового дистракційного остеосинтезу гомілки привідними апаратами.*

*Ключові слова: гомілка, суглоб, подовження, ходьба, функція, крок, біоланка.*

## Введение

Клинический анализ движений человека (*Human Motion Analysis*) в последние годы получил признание, как один из наиболее эффективных методов диагностики и лечения различных видов врожденной и приобретенной патологии опорно-двигательного аппарата, а также коррекции после различных хирургических вмешательств. В настоящее время он активно применяется в клинической практике в области функциональной диагностики для предоперационного планирования, послеоперационных наблюдений за состоянием пациента, оценки результатов хирургического вмешательства, а также в целом ряде научных исследований в области ортопедии, связанных с апробацией новых методик и разработкой реабилитационного оборудования [6].

Ходьба, как особый вид локомоции, в осуществлении которого участвует весь опорно-двигательный аппарат человека, служит основным ориентиром в теории и практике клинического анализа движений. Наиболее доступным до недавнего времени был способ так называемого *визуального анализа* характеристик походки и движений человека. Уязвимым звеном этой практики была зависимость точности исследований от субъективности восприятия, которое присуще любому специалисту, проводящему наблюдение. Основным недостатком визуального анализа является невозможность одновременного и непрерывного наблюдения за различными участками тела пациента в процессе движения. Визуальный контакт под единственным углом зрения может дать ошибки в интерпретации, тем более что человеческий глаз часто «пропускает» некоторые важные нюансы за интервал в районе 0,5 секунды. Отсутствие точных и разносторонних данных зачастую приводило к тому, что специалистам приходилось полагаться исключительно на свою интуицию при принятии решений [1, 6].

Ситуация изменилась с появлением ряда современных технологий, позволяющих исследовать большинство характеристик, необходимых для количественного исследования двигательной функции.

Одними из наиболее эффективных среди этих технологий стали системы анализа движения (известные на Западе, как *motion capture* – системы регистрации движения) [5, 7]. Принцип работы подобных систем состоит в создании трехмерной модели движущегося человеческого тела с возможностью математического анализа основных аспектов локомоции, таких как подвижность в суставах, угловые перемещения скорости и ускорения (при кинематическом анализе), расчет силы реакции опоры, моментов сил в суставах и энергий (при кинетическом анализе). Существуют несколько видов таких систем: *ультразвуковые, магнитные и оптические*. Наиболее приемлемыми для клинических и научных исследований, для получения точных измерений считаются *оптические системы* [6].

**Цель работы** – улучшить технологию проведения хирургического удлинения костей нижних конечностей.

## Материалы и методы

Система разработана фирмой «Qualisys Medical» (Швеция) и в современной клинической практике используется для:

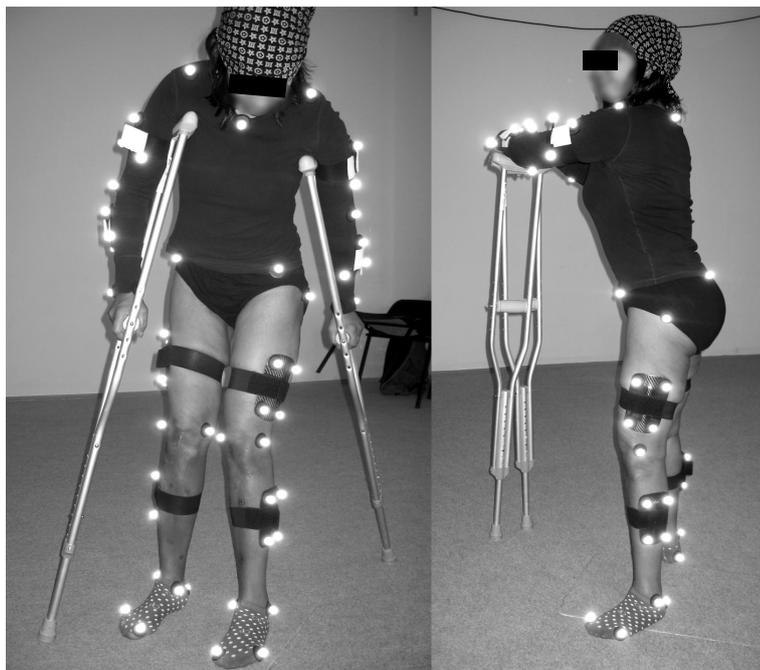
- определения и анализа количественных и качественных показателей двигательной функции;
- диагностики нарушения двигательной функции, определения характера патологии;
- дополнительного анализа при принятии решения о хирургическом вмешательстве;
- наблюдения за изменением механики локомоции пациента при проведении физиотерапии, массажа, мануальной терапии, лечебной физкультуры, медикаментозного лечения;
- планирования процесса лечения и послеоперационной реабилитации пациента с целью оптимальной коррекции нарушенной или восстановления частично утраченной двигательной функции;
- своевременной коррекции лечебного процесса в зависимости от характера изменения ключевых показателей.

Главным компонентом системы регистрации движения компании «Qualisys Medical» являются высокочастотные цифровые камеры «Oqus Qualisys», предназначенные для бесконтактного, точного клинического анализа движений человека. Используемая нами система состояла из семи камер третьего поколения «Oqus Qualisys» (рис. 1) и обработанных специальным светоотражающим покрытием маркеров шарообразной формы (рис. 2). Легкие маркеры прочно прикрепляются к телу пациента, при этом не требуется проводного соединения маркеров с другими элементами системы, что позволяет исследуемому совершать любые движения без каких бы то ни было ограничений.

Маркеры отражают исходящее от камер инфракрасное излучение, которое, в свою очередь, регистрируется установленным в камере CCD датчиком, отправляющим



**Рис. 1.** Высокочастотная цифровая камера третьего поколения «Oqus Qualisys»



**Рис. 2.** Момент проведения диагностики походки пациентки Н-у с использованием электронной системы “Qualisys”

сигнал в контролируемую систему компьютера. Таким образом, в результате съемки оказываются видны только маркеры, а не сам исследуемый объект. Автоматический тренинг двумерных изображений маркеров дает трехмерные координаты. Ошибка линейных измерений (по данным сертификата фирмы-изготовителя) не превышает 0,01 мм на метр измеряемого пространства. Что немаловажно, точность результатов не зависит от условий освещенности помещения.

Скорость съемки может варьироваться в диапазоне от 60 до 1000 кадров в секунду, чего более чем достаточно для регистрации самых тонких нюансов движений человеческого тела. При проведении нами клинических исследований частота съемки составляла 70 кадров в секунду.

**Технические характеристики камеры “Oqus Qualisys”:**

- Масса – 2,4 кг.
- Максимальная частота съемки – 1000 Гц.
- Диапазон измерения – 0,2–70 м.
- Поле зрения – 10–45°.
- Максимальное количество маркеров – 150 шт. при частоте 60 Гц.
- Количество светодиодов – 250.
- Длина волны инфракрасного излучения – 880 нм.
- CCD разрешение – 658 × 500 пикселей.
- Потребляемая мощность – 20 Вт.

Конфигурация расположения маркеров связана с настройками биомеханической модели, что позволяет получать данные о положении, скорости и ускорении разных частей тела, исследуемого как в лабораторной системе координат, так и в любой другой. Кроме того, система была синхронизирована с трехплоскостной тензоплатформой фирмы “Kistler”, что позволяло получать три составляющие опорной реакции во время ходьбы.

Программный пакет системы включает в себя программу для клинического анализа движений *Visual 3D*, располагающую богатым

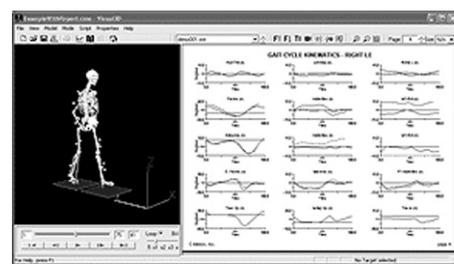
инструментарием для визуализации и количественного анализа различных параметров движения с последующей автоматической генерацией стандартизированных отчетов, представляющих собой подробную презентацию графических и цифровых данных (рис. 3).

Основным компонентом программы является блок *Model Builder*, дающий возможность самостоятельно создать и настроить любую биомеханическую модель с учетом целей анализа. Кроме того, программа предусматривает возможность создания собственной базы данных для проведения сравнительного анализа измерений, проводившихся в курсе лечения одного и того же пациента, либо разных пациентов с аналогичной патологией движения.

Особая чувствительность этой системы позволяет наблюдать динамику изменения параметров у одного и того же пациента в короткий отрезок времени, на основании чего лечащий специалист может производить коррекцию проводимого лечения, давать оценку перспективности того или иного метода терапии, рекомендовать комплекс физических упражнений или принимать решение о необходимости хирургического лечения.

Система регистрации и анализа движения “Qualisys” для диагностики походки человека позволила получать объективные количественные данные, наглядную их интерпретацию при просмотре видеоповторов записи ходьбы. Документальная фиксация изменений в походке пациента в процессе удлинения и в период реабилитации позволили судить о клиническом результате в динамике программы удлинения и восстановления.

Перед началом хирургических вмешательств регистрировались исходные биомеханические характеристики походки пациента, которые в дальнейшем исполь-



**Рис. 3.** Протокол результатов исследования походки (вид с экрана монитора)

зовались для сравнительного анализа, как базовые (модельные).

При тестировании пациента на всех этапах контроля перед ним ставилось задание выполнить 5–6 шагов ходьбы в удобном, а на протяжении процесса удлинения костей – в доступном для него темпе. Анализ подвергался характеристике, зафиксированные в граничные моменты фаз ходьбы – постановка ноги на опору, момент вертикали (вертикальная составляющая реакции опоры проходит через общий центр массы (ОЦМ) тела и окончание отталкивания).

Нами были зарегистрированы и проанализированы данные, полученные в ходе реабилитационных мероприятий, о динамике характеристик ходьбы у пациентов.

Прооперированные пациенты были разного пола и возраста, с различными антропометрическими показателями и, соответственно, присущими каждому из них индивидуальными особенностями, что нашло свое отражение в результатах исследования. Однако, было установлено, что общие тенденции изменения походки у всех пациентов были сходны между собой.

### Результаты и их обсуждение

Как пример, представлены данные контроля за динамикой изменения характеристик походки пациентки Н-у, возраст – 42 года (см. рис. 2).

Пациентке проводилось удлинение обеих голени приводными внутрикостными дистракционными аппаратами (ПВДА) [2–4].

*Исходные дооперационные характеристики походки для пациентки Н-у таковы (см. таблицу, приведенную ниже):*

- длительность одноопорного периода левой (л) и правой (п) ноги – 0,685 с;
- темп шагов – 1,459 шага в секунду;
- средняя скорость ОЦМ тела в цикле двойного шага – 1,205 м·с<sup>-1</sup>;
- средний показатель вертикальной составляющей реакции опоры в момент вертикали – 437,5 Н;
- отклонение продольной оси туловища от вертикали (сагиттальная плоскость) – 6,36–7,91°.

Нога на опору ставится слегка согнута в коленном суставе (сагиттальная плоскость), о чем свидетельствует угол между продольными осями голени и бедра (п – 21,6°; л – 23,3°), в момент вертикали сгибание в левом и в правом коленном суставах увеличивается до 32–35° и, практически, сохраняется таковым до окончания отталкивания. Угол между продольными осями бедра опорной ноги и туловища в момент постановки ноги на опору колеблется в диапазоне 152–162°, в момент вертикали за счет разгибания в тазобедренном суставе опорной ноги увеличивается до 165–175° и к окончанию отталкивания составляет 162–164°.

Таблица

Динамика характеристик походки для пациентки Н-у

Измеряемые характеристики	До операции			После удлинения на 3,8 см			После удлинения на 5 см			После 7 дней реабилитации			Через 6 мес. после операции		
	пост.	верт.	оттал.	пост.	верт.	оттал.	пост.	верт.	оттал.	пост.	верт.	оттал.	пост.	верт.	оттал.
Номер кадра: • правая нога; • левая нога	86 108	110 130	134 156	883 13	943 49	1005 99	45 221	99 256	123 298	254 208	291 240	330 280	505 172	524 190	548 212
Длительность опорного периода, темп, ш.·с <sup>-1</sup> : • правая нога; • левая нога	0,685 /1,459/ 0,685 /1,459/			1,742 /0,57/ 1,228 /0,81/			1,114 /0,89/ 1,1 /0,90/			1,0 /1,0/ 1,02 /0,98/			0,614 /1,62/ 0,571 /1,75/		
Угол, град.: 1) продольная ось стопы – перпендикуляр к голени, х: • правая нога; • левая нога; 2) продольная ось голени – продольная ось бедра, х: • правая нога; • левая нога; 3) продольная ось бедра – туловища, х: • правая нога; • левая нога; 4) вертикаль туловища, х: • правая нога; • левая нога	12,0 11,7	17,1 19,0	14,4 15,4	12,5 15,5	15,4 13,6	11,8 13,8	7,9 9,2	7,4 12,1	11,7 9,5	4,2 5,31	14,0 13,5	2,2 1,4	10,9 6,2	17,1 15,4	19,6 20,8
Средняя скорость ОЦМ тела в цикле двойного шага, м·с <sup>-1</sup>	1,205			0,425			0,795			0,835			1,24		
Z-составляющая реакции опоры в момент вертикали, Р <sub>испыт.</sub> 695 Н	437,5			684,0			641,5			563,0			371,0		

Примечания: пост. – постановка; верт. – вертикаль; оттал. – отталкивание; ш. – шаг.

После удлинения правой и левой голени на 3,8 см наблюдаются изменения практически всех регистрируемых показателей. Длительность одноопорного периода справа увеличилась до 1,742 с, слева – до 1,228 с; темп шагов уменьшился соответственно до 0,57 и 0,81 шага в секунду. Средняя скорость ОЦМ в цикле двойного шага уменьшилась до  $0,425 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ . Показатель средней величины вертикальной составляющей опорной реакции в момент вертикали в цикле двойного шага приблизился к статическому весу пациента (695 Н) и составил 684 Н, что свидетельствует о крайней скованности движений, отсутствии ускоренных, амплитудных движений свободных конечностей (маховая нога и верхние конечности) как источника инерционных сил, влияющих на опорную реакцию. Чем больше инерционных добавок присутствует в фазе заднего шага (от момента отрыва ноги от опоры и до момента вертикали) за счет ускорения свободной нижней конечности и рук, тем меньше величина вертикальной составляющей опорной реакции и тем выше эффективность движений хождения.

Характерными особенностями походки пациента на этой стадии удлинения конечностей являются: чрезмерный наклон туловища от вертикали в одноопорном и двухопорном периодах в диапазоне  $30\text{--}44^\circ$ ; незначительный подъем бедер при выносе ноги вперед в фазе переднего шага, о чем свидетельствуют абсолютные величины и диапазон изменения угла между продольными осями бедра и туловища в различные моменты одноопорного периода –  $114\text{--}135^\circ$ ; увеличенный почти в 2 раза по сравнению с исходными данными угол между продольными осями голени и бедра опорной ноги в момент вертикали: правая –  $53,7^\circ$ ; левая –  $49,8^\circ$ , и чрезмерно ограниченные движения в голеностопных суставах обеих ног.

На этапе контроля после удлинения голени на 5 см нами отмечено улучшение некоторых характеристик ходьбы по сравнению с данными предыдущего контроля после удлинения голени на 3,8 см. Длительность одноопорных периодов сократилась до 1,1–1,114 с. Темп шагов возрос до 0,89–0,9 шагов в секунду. Вертикальная составляющая опорной реакции в момент вертикали снизилась до 641,5 Н. Скорость ОЦМ тела в цикле двойного шага возросла до  $0,795 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ . Угол наклона туловища уменьшился и колебался в диапазоне  $16,5\text{--}26,6^\circ$ . Угол в коленном суставе опорной ноги в момент вертикали варьировал в диапазоне  $32,6\text{--}37,2^\circ$ . Наблюдалось незначительное увеличение угла между продольными осями бедра опорной ноги и туловища в момент вертикали и окончания отталкивания, что свидетельствует о возросшей активности опорной ноги.

Улучшение отмеченных характеристик на заключительном этапе удлинения голени отмечалось у всех прооперированных пациентов, что можно объяснить несколькими факторами.

*Во-первых*, как результат адаптации пациента к изменениям, которые произошли в его опорно-двигательном аппарате за счет удлинения голени. На протяжении достаточно продолжительной процедуры удлинения

голеней (более 2 месяцев) у пациента обостряются кинестетические рефлексы и совершенствуются сенсорные коррекции, развивается процесс привыкания к новым условиям выполнения ходьбы, появляется уверенность в своих возможностях передвижения в новых условиях, снижается степень риска за получение дополнительной травмы во время ходьбы.

*Во-вторых*, как результат реабилитационных мероприятий (сопутствующая кинезиотерапия, массаж, физиотерапия и др.), включенных в программу восстановления локальной двигательной функции как удлиненного биозвена, так и всей двигательной системы.

После 7 дней реабилитации у *пациентки Н-у* длительность одноопорных периодов сократилась до 1 с. Темп шагов возрос до одного шага в секунду. Вертикальная составляющая опорной реакции в момент вертикали уменьшилась до 563 Н. Скорость ОЦМ тела в цикле двойного шага возросла до  $0,835 \text{ м}\cdot\text{с}^{-1}$ . Существенно улучшились показатели пространственного положения туловища по отношению к вертикали. Пациентка выпрямилась и диапазон значений отклонения продольной оси туловища от вертикали составил  $7,1\text{--}14,6^\circ$  в исследуемых моментах опорных периодов. Важным является участие в фазе отталкивания мощных мышц-разгибателей коленного сустава, угол в котором в данный момент времени возрастает на  $3\text{--}6^\circ$  по отношению к моменту вертикали.

Динамика изменения характеристик походки за семидневный период (после последнего сеанса удлинения кости) свидетельствует о рациональном выборе средств и методов реабилитации и подтверждает общую эффективность восстановительных процедур.

Результаты контрольного замера характеристик ходьбы *пациентки Н-у* через 6 мес. после хирургического вмешательства по удлинению голени показал, что большинство из них имеют количественные значения близкие к таковым до операции. Это свидетельствует о восстановлении локомоторной функции и устранении двигательных дефектов, приобретенных в процессе удлинения голени. Однако на фоне общей положительной оценки восстановленного двигательного навыка ходьбы, характеристики походки *пациентки Н-у* претерпели определенные изменения, обусловленные приобретенными в процессе удлинения голени механическими свойствами опорно-двигательного аппарата. Удлинение голени на 5 см изменило положение их центра массы (ЦМ) и момента инерции этих биозвеньев относительно оси вращения, проходящей через коленный сустав:

$$J = mr^2,$$

где  $J$  – момент инерции биозвена;  $m$  – масса биозвена;  $r$  – радиус инерции – расстояние от оси вращения до ЦМ биозвена.

Одновременно изменились положение ЦМ обеих нижних конечностей, их моментов инерции относительно осей вращения, проходящих через тазобедренные суставы, а также положение ОЦМ всего тела. Двигательная система, как самоорганизующаяся, незамедлительно отреагировала адаптационными реакциями

на эти изменения, привнесены изменения в структурные взаимосвязи отдельных характеристик. Длительность одноопорных периодов незначительно уменьшилась по сравнению с исходными данными и колебалась в диапазоне 0,571–0,614 с. Темп шагов в тестовом задании возрос до 1,6–1,75 шага в секунду, при почти неизменившейся скорости ОЦМ тела. Наибольшие изменения отмечены при анализе вертикальной составляющей опорной реакции. В момент вертикали она имеет самое низкое значение из всех проведенных ранее контрольных измерений – 371 Н. Возросший момент инерции голени и всей нижней конечности привел к изменению механизмов передачи движения от звена к звену. Положение туловища стало более вертикально (на этот показатель также влияет желание пациента казаться выше и он стремится максимально вытянуться вверх), угол между продольной осью туловища и вертикалью на протяжении одноопорного периода не превышает 6,3°. Левая и правая нога ставятся на опору почти полностью выпрямлены в коленном суставе. Угол между продольными осями голени и бедра в момент постановки стопы на опору минимальный – 1,6–2,7°, что, по всей вероятности, обусловлено увеличившимся моментом инерции голени, приведшим к появлению хлыстообразного движения после торможения движения бедра вперед в фазе переднего шага. К окончанию отталкивания угол в коленном суставе опорной ноги приближается к значениям, зарегистрированным до хирургических вмешательств. Также необходимо отметить возросшую активность стопы в осуществлении акта отталкивания от опоры. С момента вертикали и до момента отталкивания он увеличивается на 2,5–5,5°.

## Выводы

Анализ динамики биомеханических характеристик походки пациентов, с момента поступления в клинику, на протяжении хирургических процедур и реабилитации объективно свидетельствует о полном восстанов-

лении двигательной функции нижних конечностей после удлинения голени. По субъективной оценке двигательной функции самими пациентами также можно заключить, что они не испытывают каких-либо затруднений при осуществлении обычной ходьбы или другого локомоторного акта. Это говорит о том, что технология проведения оперативного удлинения костей нижних конечностей с использованием приводных внутрикостных аппаратов, а также методика послеоперационного восстановления двигательной функции пациента прошли клиническую проверку и имеют высокую эффективность.

## Литература

1. *Гамалій В. В.* Біомеханічні аспекти техніки рухових дій у спорті / *В. В. Гамалій*. – К.: Наук. світ, 2007. – С. 69–84.
2. *Драган В. В.* Удлинение голени приводными внутрикостными аппаратами / *В. В. Драган* // Травма. – 2009. – Т. 10, № 2. – С. 147–154.
3. *Климовицкий В. Г.* Внутрикостный дистракционный остеосинтез длинных костей нижних конечностей приводными аппаратами / *В. Г. Климовицкий, В. В. Драган*: материалы Всеукр. науч.-практ. конф. з міжнар. участю, присвяченої 90-річчю ДУ “Інститут травматології та ортопедії АМН України” [Актуальні питання ортопедії та травматології], Київ, 24–25 вересня 2009 р. – К., 2009. – С. 64–65.
4. Мультипарное удлинение нижних конечностей приводными внутрикостными аппаратами / *Климовицкий В. Г., Драган В. В., Гончарова Л. Е.* [и др.] // Вісн. ортопед., травматол. та протезув. – 2009. – № 3. – С. 44–47.
5. Internal loads in the human tibia during gait / *Tim Webner, Lutz Claesa, Ulrich Simon* // J. Clinical Biomechanics. – 2009. – Vol. 24. – P. 299–302.
6. *Chapman A. E.* Biomechanical analysis of fundamental human movements / *A. E. Chapman*. – Champaign: Human Kinetics, 2008. – XIV. – 306 p.
7. Musculo-skeletal loading conditions during walking and stair climbing / *Heller M., Bergmann G., Deuretzbacher G.* [et al.] // J. Biomechanics. – 2001. – Vol. 34. – P. 883–893.