

Обзор литературы

© Группа авторов, 2002

**Биомеханические аспекты
проблемы функциональной реабилитации
опорно-двигательного аппарата при удлинении конечностей
(Обзор литературы)**

А.В. Попков, М.С. Сайфутдинов, Д.А. Попков, Д.В. Долганов

***Biomechanical aspects of the problem of the locomotor system
functional rehabilitation in limb lengthening
(Review of literature)***

A.V. Popkov, M.S. Saifutdinov, D.A. Popkov, D.V. Dolganov

Государственное учреждение науки

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган
(генеральный директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

В настоящее время биомеханика как фундаментальная наука неразделима с различными отраслями медицины. Многие её разделы определились в самостоятельные направления [1]. Термин биомеханика сегодня связан с очень широким спектром теоретических и практических наук и отражает особенности механических явлений как на уровне клетки, так и целого организма. Поэтому различают тематические разделы биомеханики — инженерная, спортивная, космическая и прочие.

Медицинская биомеханика изучает особенности функционирования дыхательной, опорно-двигательной, кровеносной и других систем человеческого организма, как правило, в физиологически нормальных условиях. В то же время одно из магистральных направлений развития биомеханики опорно-двигательной системы — клинический анализ её состояния при поддержании и регуляции позной активности. Другая важная область биомеханики — анализ ходьбы человека, которая есть ничто иное, как результат эволюционного совершенства механической и функциональной интеграции двигательной деятельности всего опорно-двигательного аппарата. Опираясь на богатый опыт функционального анализа походки, начиная с работ основоположника отечественной биомеханики Н.А. Бернштейна [2], ортопедия-травматология добилась больших успехов в вопросах протезирования и улучшения качества жизни инвалидов как с отсутствием отдельных сегментов конечностей, так и с хроническими заболеваниями суставов.

Протезирование во второй половине XX сто-

летия достигло такого совершенства, что ортопеды многих стран нередко предлагают ампутировать часть конечностей при врожденных деформациях и аномалиях развития с последующим рациональным протезированием. Другой точки зрения придерживалась и придерживается школа Илизарова. Мы считаем, что возможности современной ортопедии, в частности метод компрессионно-дистракционного остеосинтеза аппаратом внешней фиксации позволяет успешно решать вопросы удлинения верхних и нижних конечностей, исправлять практически любые деформации.

Процесс медицинской реабилитации протекает достаточно быстро при последствиях травм, небольшом врожденном укорочении конечности и несколько медленнее — при последствиях гематогенного остеомиелита. Особое место занимают пациенты со сложной врожденной аномалией развития конечности (аплазия бедра или его большей части, аплазия костей голени или предплечья). Реабилитация этих пациентов требует многоэтапного оперативного лечения, последовательной ликвидации основных биомеханических отклонений.

В этих условиях практическая медицина крайне нуждается в четкой характеристике двигательных нарушений как с качественной, так и с количественной стороны. Только такой объективный анализ позволяет оценить результаты лечения больных, их медицинскую и социальную реабилитацию. Очень важно классифицировать уровни поражения и способ компенсации двигательных нарушений.

Нарушения развития конечностей, особенно врожденного или генетически обусловленного характера, могут привести либо к укорочению одной из конечностей, либо к симметричному укорочению двух или четырех конечностей. Подобное состояние часто усугубляется сопутствующей патологией суставов, аплазией отдельных сегментов или костей, мышечной дистрофией и прочим.

Клиническая диагностика ортопедической патологии достаточно хорошо развита. Опираясь на данные рентгенографии и сонографии, стабиллометрии и динамометрии, можно четко выявить степень анатомического поражения звеньев биомеханической цепи. Анализ степени функционального нарушения должен начинаться с клинической характеристики походки, клинического анализа движения, уровня компенсации дефекта походки.

Д.В. Скворцов (1996) делит все симптомы двигательных нарушений на специфические и неспецифические [1]. Неспецифические нарушения характеризуют лишь общую тенденцию замедленной скорости ходьбы, а специфические являются результатом определенной патологии.

С нашей точки зрения, ортопедическая патология чаще всего связана с выраженными анатомическими и функциональными асимметриями нижних конечностей, все биомеханические нарушения специфичны и напрямую отражают уровень вовлечения в компенсаторный процесс

различных звеньев общей цепи. Поэтому с позиций биомеханики нарушений важно знать и степень компенсаторных изменений в таких многоуровневых и сложно организованных биомеханических системах, как осанка тела. Проведенные нами исследования осанки при стоянии методом компьютерной оптической топографии [3] у больных с врожденными укорочениями нижних конечностей показали, что даже незначительная анатомическая асимметрия (укорочение голени на 3-4 см) вызывает целый комплекс позно-тонических компенсаций, порой непредсказуемо реализующихся в звеньях и элементах, составляющих кинематический потенциал туловища (его пространственная ориентация, кривизна позвоночника, взаимное расположение плечевого и тазового поясов). Даже непродолжительный мониторинг осанки (1,5 минуты) у больных с укорочениями свидетельствует, что наблюдаемые компенсаторные изменения (искривления позвоночника, перекосы таза, наклоны туловища и плечевого пояса) достаточно вариабельны, а динамический стереотип осанки очень лабилен и на сегодняшний день слабо прогнозируем (рис. 1). Простая компенсация даже небольшого укорочения ортопедической обувью далеко не всегда приводит к правильной ориентации туловища и гармоничному расположению его основных элементов (рис. 2).

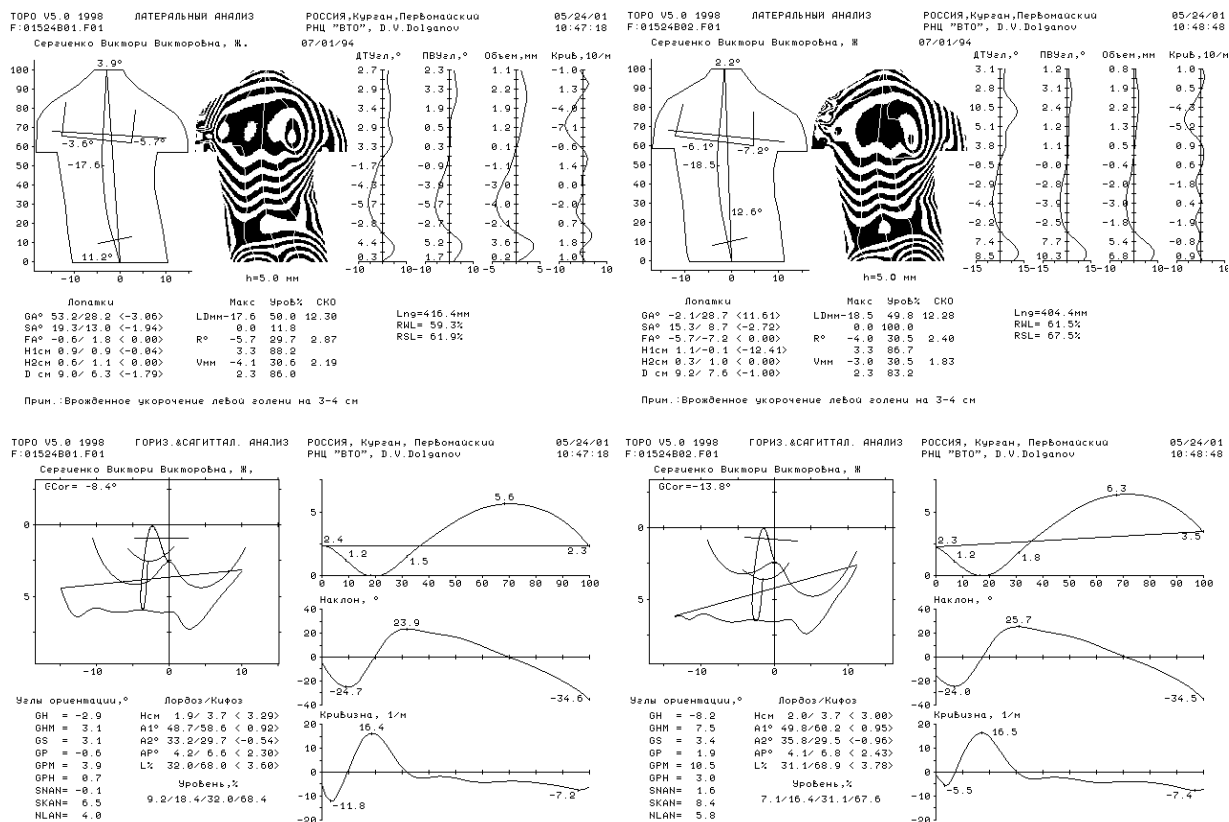


Рис. 1. Изменения топографических характеристик осанки туловища у больной с укорочением левой голени за 1,5 минутный интервал стояния.

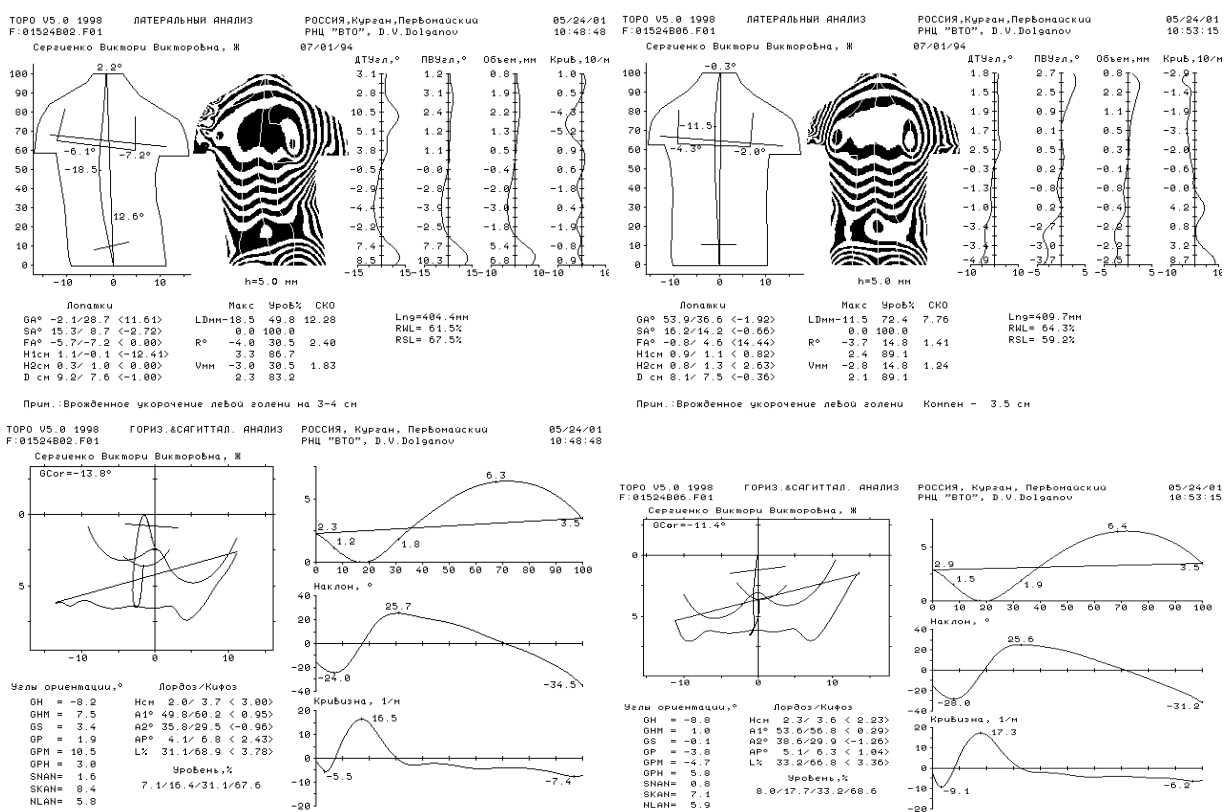


Рис. 2. Топографические характеристики осанки туловища больной девочки 7 лет: до (А) и после (Б) компенсации укорочения левой нижней конечности.

Сформировавшаяся функциональная асимметрия в позно-тонической организации осанки приобретает признаки вторичной достаточно автономной патологии, которая прочно закрепляется в привычном ортостатическом стереотипе и практически не устраняется даже после ликвидации основной биомеханической причины, связанной с анатомическим укорочением одной из конечностей. Кроме того, у детей 6-7 лет с развившимся вследствие укорочения нижней конечности сколиозом в процессе роста формируется компенсаторная деформация коленного сустава (*genu valgum*), *coxa valga*, эквинусная контрактура голеностопного сустава.

Можно с уверенностью утверждать, что в процессе компенсации анатомического дефекта принимают участие многие звенья биомеханической цепи. Изменяется не только опорная активность здоровой конечности: она принимает на себя дополнительную нагрузку с целью уменьшения функциональной асимметрии, но и происходят значительные перестройки в позно-тонической деятельности различных мышечных групп туловища, определяющих стереотип осанки.

И хотя, с позиций биомеханики, удлинение конечности с одновременным исправлением деформации костей должно полностью компенсировать наблюдаемую функциональную асимметрию в статике и в значительном объеме ликвидировать имеющийся дефект походки — по-

следнего не происходит автоматически, если вопросами функциональной реабилитации не заниматься специально.

Многолетний опыт РПЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова по успешному удлинению нижних и верхних конечностей (всего вылечено более 5000 больных, которым произведено удлинение от 3 до 50 см) показал, что ликвидация анатомического дефекта далеко не всегда приводит к полному устранению функциональной аномалии. Часто не прекращается хромота (особенно это заметно при быстрой ходьбе или беге), нередко сохраняется симптом Дюшена, как правило, снижены динамометрические показатели мышц удлиняемой конечности.

Накопленный на сегодняшний день опыт по изучению сложноорганизованных многозвенных биомеханических систем с большим числом степеней свободы однозначно свидетельствует о необходимости использования принципов теории функциональных систем и системного анализа [4]. С позиций системного анализа [5] осанка представляет собой сложную многоуровневую функциональную систему поддержания вертикального положения тела, системообразующим фактором которой является обеспечение устойчивого равновесия общего центра тяжести для всего организма. А поскольку эффективная коррекция сложных соматических функций, динамических стереотипов и поведен-

чиских программ по существу не мыслима без использования обратной связи, то разработка на её основе методов функционального биоуправления (ФБУ) является новым и наиболее перспективным направлением в профилактике и коррекции функциональных нарушений осанки и локомоторных стереотипов [6].

С помощью ФБУ, через систему внешних обратных связей, мозг может получить необходимые сведения о степени напряжения мышц и межсуставных углах. Суть метода заключается в том, что информация о текущем состоянии и функции заинтересованной физиологической системы преобразуется в легко воспринимаемый сигнал различной сенсорной модальности (зрительные, звуковые, электроимпульсные) с помощью специальных технических устройств и посылается обратно пациенту в реальном масштабе времени. Тем самым замыкается дополнительная петля так называемой биологической обратной связи (БОС) (рис. 3).

Сенсорная модальность сигналов обратной связи должна выбираться в соответствии с психофизиологическими особенностями пациента (рис. 3А). При этом они служат эффективным средством профилактики монотонии, приводящей к рассеиванию внимания при выполнении однообразных циклических упражнений [7].

Можно выделить следующие достоинства метода: доступность и простота в эксплуатации;

универсальность и возможность применения на любом этапе лечения; осуществление текущего контроля эффективности; дозирование функциональной нагрузки и индивидуального подбора оптимального режима тренировок; активное участие пациента в реабилитационном процессе; возможность комбинирования ФБУ с традиционными методами ЛФК и физиотерапии; минимальное количество противопоказаний.

ФБУ на основе механизмов саморегуляции состояния организма ведет к формированию в ЦНС новых, необходимых для получения желаемого результата функциональных связей, закрепляемых в программе обучения [8], поэтому данный метод воздействия расширяет адаптивные возможности человека [9].

В настоящее время для профилактики и коррекции функциональных двигательных расстройств применяют два варианта организации каналов БОС. В первом, в качестве полезного сигнала для формирования петли обратной связи, используется биоэлектрическая активность мышц (ЭМГ-БОС) (рис. 3А). При этом БОС-сигнал информирует пациента о достигнутом уровне активации или расслабления той или иной мышцы (рис. 4). Во втором варианте используется какой-либо биомеханический параметр (т.е. пациент получает результирующую информацию об итогах взаимодействия нескольких мышечных групп).

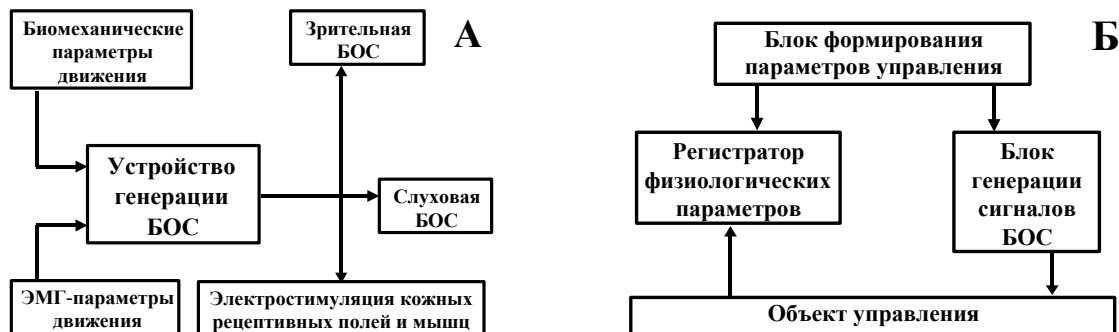


Рис. 3. Способы организации (А) и общая схема технической реализации (Б) петли биологической обратной связи (БОС).

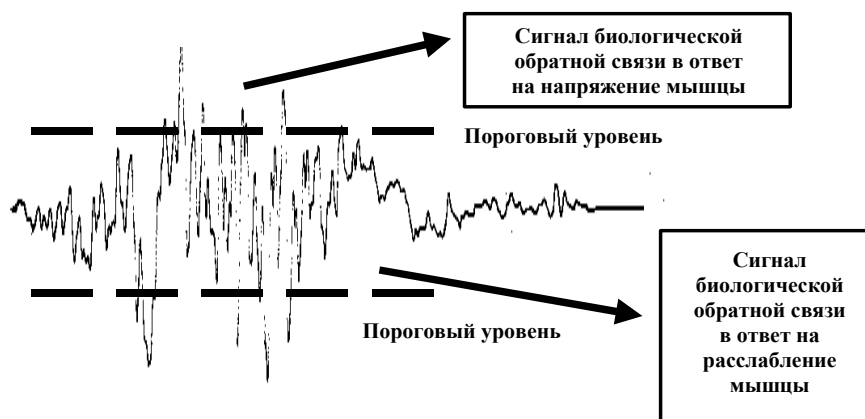


Рис. 4. Генерация сигналов биологической обратной связи в фазу напряжения и (или) расслабления мышцы, в зависимости от задач, поставленных перед пациентом.

ФБУ на основе **ЭМГ-БОС** с успехом использовалась и используется в ортопедии и травматологии, в частности, в клинике нашего Центра (рис. 5).



Рис. 5. Проведение сеанса функционального биоуправления уровнем напряжения передней большеберцовой мышцы в процессе удлинения нижней конечности с использованием биосигнализатора «Миотоник-02».

Большие надежды возлагались на использование данного метода в реабилитационном комплексе у больных с двигательными расстройствами центрального генеза [10]. На основе принципа **ЭМГ-БОС** разработаны протезы верхних конечностей с биоэлектрическим управлением [11].

Не меньшее распространение получил и второй вариант организации **БОС** на основе использования различных биомеханических параметров [12].

Исходя из контекста нашей работы, целесообразно подробнее остановиться на анализе состояния использования методов **ФБУ** при управлении позной активностью и ходьбой. Проведение комплексных исследований показало, что при наличии структурно-функциональной асимметрии нижних конечностей в статике развивается универсальный компенсаторный механизм в виде флексорной позной установки туловища и перемещения центра массы в сторону здоровой конечности [13].

Тренировка навыков поддержания вертикальной позы вырабатывает скоординированное взаимоотношение зрительного и вестибулярного анализаторов [14]. Например, канал зрительной обратной связи был организован путём визуализации проекции центра масс на опорный контур [14]. В подобных исследованиях было показано основанное на принципе минимизации участия **ЦНС** и количества мышц существование различных стратегий поддержания заданной позы [15], которые, даже при незначительных изменениях, оказывают соответствующее влияние и на ходьбу [13]. Накопленный опыт показывает: изучение двигательных актов изолированно электромиографическими или биомеханическими методами менее эффективно, чем совместное их использование [16].

В настоящее время биомеханика ходьбы изучается с использованием комплексных установок, дающих возможность параллельной регистрации электромиограммы нескольких групп заинтересованных мышц, ряда энергетических и биомеханических параметров движения [17]. При этом изучались **ЭМГ**-характеристики при разных темпах ходьбы [18]. Ходьба пациентов со структурно-функциональной асимметрией нижних конечностей характеризуется значительной асимметрией биомеханических характеристик [13]. Накопленные данные нашли своё применение во внедрении методов **ФБУ**, например при обучении симметричности походки детей с **ДЦП** путем тренировки увеличения весовой нагрузки на больную конечность со зрительной **БОС** [19].

Очевидно, что распределение **ЭМГ**-активности мышц в течение локомоторного цикла (например, при ходьбе) является выражением центральной программы данного двигательного акта [20]. Тогда задача коррекции ходьбы предполагает собой фазное соответствие искусственной и естественной программ функционирования мышц в течение локомоторного цикла [18]. На основании результатов выше перечисленных и им подобных исследований отработывались варианты коррекционного воздействия на мышцы в процессе патологической ходьбы с помощью управляемой **ЭМС** [21]. Программа **ЭМС** посылок для коррекции ходьбы формируется на основании структуры её циклограмм, полученных при разных темпах движения [18]. При этом существуют два основных варианта запуска стимулятора: от **ЭМГ**-сигнала или от биомеханических параметров движения [18], а также разнообразные модификации этих способов управления стимулятором [22] для **ЭМС**-воздействия в заданную фазу шага на ослабленную мышцу, дефицит деятельности которой вызывает искажение ходьбы [18]. Предпочтительным остаётся использование **ЭМГ**-активности самих ослабленных мышц [22], поскольку тренируется естественный процесс их активации и повышается эффективность **ЭМС**, потому что воздействие накладывается на напряжённую мышцу [22]. Важно отметить повышенные технические требования к такой системе, в частности к её помехоустойчивости [22]. Например, было показано, что **ЭМС** мышц культи бедра – эффективный способ коррекции ходьбы на протезе [18].

При длительных нарушениях естественного качественного и количественного состава моторной афферентации, например в случае врожденного или возникшего в раннем детстве ортопедического заболевания, соответствующие нейронные сети **ЦНС** формируются с включением в их структуру патологических связей, степень жесткости которых со временем растёт,

что приводит к прогрессирующему усилению имеющихся двигательных расстройств. Так, по мнению В.Д. Дедовой и Т.И. Черкасовой (1973), одной из причин асимметрии ЭМГ-параметров мышц при односторонних укорочениях нижних конечностей является неправильная статика ортопедического больного, которая, в свою очередь, с течением времени усугубляется наличием функциональной недостаточности мышц укороченной конечности [23]. При этом оформляются патологические моторные программы, содержащие элементы, затрудняющие оптимальную реализацию двигательных актов. Функционируя, они, в свою очередь, порождают вторичные нарушения структуры афферентации. Данная ситуация оценивается О.В. Богдановым (1986) как "порочный круг" [24].

При данных обстоятельствах нарушение сложившегося сенсорного баланса в процессе дистракционного остеосинтеза по Г.А. Илизарову приводит к временной дезинтеграции прежних (сложившихся в онтогенезе), в том числе и патологических моторных программ [25], то есть ослаблению, а затем и перестройке жесткой системы центральных связей под влиянием изменившейся структуры сенсорного притока. Дисбаланс в структуре соматосенсорной афферентации нарушает слаженную работу механизма сенсорных коррекций двигательных актов, что приводит к размыванию сенсорных образов всей совокупности моторных программ, связанных с удлинением конечности. По нашему мнению, это создает уникальную возможность для целенаправленного управления процессами перестройки моторных программ [26].

В период после снятия аппарата Илизарова прежние моторные программы восстанавливаются быстрее, чем формируются новые. При этом имеющиеся элементы функциональной недостаточности заинтересованных мышечных

групп, подвергшихся удлинению, усугубляются после окончания лечения несоответствием прежних двигательных навыков новым анатомо-биомеханическим условиям функционирования конечности. Это затрудняет коррекцию существующих и выработку новых моторных программ и может стать причиной формирования новой ортопедической патологии, даже спустя некоторое время после успешного окончания лечения [27]. В этих условиях использование комплекса методов **ФБУ** становится особенно перспективным для целенаправленного формирования обновленной системы сенсорных коррекций, адаптированной к анатомо-биомеханическим условиям удлинённой конечности.

Мы убеждены, что восстановление целостности, размеров и адекватной биомеханики пораженных сегментов опорно-двигательного аппарата до полной анатомической симметрии - далеко не исчерпывающий перечень лечебных мероприятий, составляющих медицинскую реабилитацию. Заключительным этапом в лечении больных с ортопедической и травматической патологией должен стать этап функциональной реабилитации: восстановление полноценной функции мышц удлинённой конечности, амплитуды движений всех смежных суставов и, как следствие, нормализация симметричных параметров походки. При этом ключевую роль в разработке эффективных средств и мероприятий по функциональной реабилитации будут играть методы **ФБУ**. По нашему мнению, перспективным направлением в их развитии является широкое внедрение компьютерной техники, которое позволит в реальном масштабе времени обрабатывать большие массивы биомеханической и физиологической информации о текущем состоянии пациента.

ЛИТЕРАТУРА

1. Сворцов Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки. - М.: Науч.- мед. фирма "МБН", 1996. - 348 с.
2. Бернштейн Н.А. О построении движений // Физиология движений и активность. - М.: Наука, 1990. - С. 11-242.
3. Мониторинг детской и подростковой патологии позвоночника методом компьютерной оптической топографии: Пособие для врачей /Новосибирский НИИТО; Сост.: Н.Г. Фомичев, В.Н. Сарнадский. - Новосибирск, 1997. - 63 с.
4. Анохин П.К. Очерки по физиологии функциональных систем. - М.: Медицина, 1975. - 402 с.
5. Храмцов П.И. Методология изучения осанки в гигиене детей и подростков: Автореф. дис... д-ра мед. наук. - М., 1998. - 46 с.
6. Лаврикова В.И. Функциональное состояние позно-соматических и межреберных мышц у детей, больных сколиозом, при коррекции методом ФБУ: Автореф. дис... канд. мед. наук. - М., 1998. - 20 с.
7. Барский И.В., Стёпкин В.А. Базовые визуальные устройства для управления ежедневными тренировками // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. II. - С.10.
8. Метод биологической обратной связи в коррекции физиологических функций человека: Учеб. пособие для врачей-слушателей / Ин-т усоверш. врачей; Сост.: В.В. Петраш, А.А. Сметанкин, Е.Г. Ващилю, С.С. Бекшаев. - Л., 1988. - 17 с.
9. Мовсисянц С.А., Кайданова Е.А. Адаптивное регулирование как метод активного управления патологической биоэлектрической активностью мозга при эпилепсии // Теоретические основы патологических состояний. - Л.: Наука, 1980. - С.155-159.
10. Черникова Л.А., Некрасова Е.М. Метод ЭМГ-обратной связи в лечении больных с двигательными нарушениями центрального генеза // Биоуправление, теория и практика. - Новосибирск, 1988. - С.142-150.
11. Бернштейн В.М., Фарбер Б.С. Повышение помехоустойчивости систем миоэлектрического управления протезами // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. II. - С.18-20.
12. Бабакова Н.А. Область колебаний проекции центра масс человека в пределах опорного контура как важный параметр позной регуляции // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.28-29.
13. Казак Л.А., Мякотина Л.И., Гюльназарова С.В. Компенсаторные механизмы статики и ходьбы у больных с разгибательными контрактурами коленного сустава // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. -

- С.115-116.
14. Слива С.С., Кондратьев И.В., Ороева О.В. Вопросы эффективного применения компьютерного стабильграфического комплекса "СТ-02" // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. II. - С.89-90.
 15. Иваненко Ю.П., Левик Ю.С., Талис В.Л. К вопросу о стратегии поддержания равновесия на подвижной опоре // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.41-42.
 16. Жиляев А.А. Электрофизиологический критерий оценки состояния опорно-двигательного аппарата // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.113-117.
 17. Мякотина Л.И. Повышение информативности электромиографии путём синхронной регистрации миограмм с биомеханическими параметрами ходьбы // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.135-137.
 18. Фарбер Б.С., Нечаева Г.Н. Миоэлектрическое обоснование коррекции ходьбы на протезе бедра в разном темпе посредством электростимуляции мышц // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.205-207.
 19. Seeger B.R., Caudrey D.J. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in children with hemiplegic cerebral palsy: long-term efficacy // Arch. Phys. Med. Rehabil. - 1983. - Vol. 64, N 4. - P. 160-162.
 20. Петрушанская К.А. О соотношении электрофизиологических параметров и динамометрических при ходьбе больных с последствиями полиомиелита // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. I. - С.152-153.
 21. Замкнутые биотехнические системы управления движениями человека / Л.С. Алеев, М.И. Вовк, В.Н. Горбанев, А.Б. Щевченко // Тезисы докладов третьей Всесоюзной конференции по проблемам биомеханики. - Рига, 1983. - Т. 2. - С.11-13.
 22. Бернштейн В.М., Славцкий Я.Л., Фарбер Б.С. Миоэлектрическое управление электростимуляцией мышц // II Всероссийская конференция по биомеханике: Тез. докл. - Н. Новгород, 1994. - Кн. II. - С.16-18.
 23. Дедова В.Д., Черкасова Т.И. Оперативное удлинение укороченных нижних конечностей у детей. - М.: Медицина, 1973. - 128 с.
 24. Богданов О.В. Функциональное биоуправление в лечебной физкультуре // Вопр. курортол. - 1986. - № 6. - С. 26-30.
 25. Шеин А.П. Исследование произвольного управления напряжением скелетных мышц с измененными сократительными свойствами: Автореф. дис... канд. биол. наук. - Казань, 1981. - 25 с.
 26. Шеин А.П. Механизмы дезинтеграции в системе «сенсомоторный аппарат – схема тела» периферического генеза на модели удлинения конечностей // Гений ортопедии. - 1998. - № 4. - С. 65-71.
 27. Яковлева Т.А. Электрофизиологическая оценка функционального состояния нервно-мышечного аппарата у детей с коксартрозами // Организация помощи и лечения детей с заболеваниями и травмами опорно-двигательного аппарата. - Архангельск, 1987. - С. 91-92.

Рукопись поступила 20.11.01.