

## Инструментальное и методическое обеспечение исследования дисбаланса нагрузок в опорно-двигательном аппарате

### Аннотация

В статье приводятся результаты исследования дисбаланса весовой нагрузки у пациентов с протезами нижних конечностей и пациентов с постмастэктомическим отеком верхней конечности. Предъявлен состав методов и измерительных средств, обеспечивающих съем биомедицинской информации, необходимой для оценки дисбаланса нагрузок при структурно-функциональной асимметрии в опорно-двигательном аппарате (ОДА) с учетом компенсаторных реакций на него со стороны опорно-двигательной системы (ОДС). Выявлены особенности таких реакций.

### Введение

Для оценки дисбаланса нагрузок в ОДА, особенно при структурно-функциональной асимметрии, часто ограничиваются клиническим осмотром пациента, определением координат проекции квазиОЦМ на площадь опоры посредством отвеса, опущенного из точки, условно принятой за общий центр массы (ОЦМ) тела пациента. Такая диагностика проводится быстро, но не сопровождается численной оценкой и не доказательна. Более достоверным является инструментальный анализ дисбаланса нагрузок, например на системах «GPS 400 – GlobalPosturalSystem» [1], «Lazer-Line» [2], «ПОЗА» [3]. Однако и в этих случаях оценка ориентирована на анализ конфигурации биокинематической цепи (БКЦ) ОДА пациента и на оценку распределения нагрузки в опорном контуре стоп, но не учитывает компенсаторные реакции, которые должны формироваться в ОДС как в самонастраивающейся биологической системе.

Такие реакции направлены на повышение устойчивости позы с минимизацией необходимых для этого энергозатрат.

Игнорирование этих реакций снижает достоверность результатов оценки состояния пациента. Поэтому целью предпринятого исследования было выявление особенностей данных реакций, для чего потребовалось разработать соответствующее инструментально-методическое обеспечение и провести биомеханические обследования.

### Материалы и методы исследований

Дисбаланс нагрузок в ОДА наблюдается при многих заболеваниях, но для обследования были выбраны две группы: 1) на протезах нижних конечностей (НК), так как при этом наблюдается выраженное и особо длительное снижение опорной функции; 2) с постмастэктомическим отеком верхней конечности (ВК), так как эти случаи хотя и не связаны со снижением опороспособности НК, но наблюдаемые при них асимметрия масс в ОДА и тонусно-силовой дисбаланс расположены на более высоком уровне БКЦ, что увеличивает риск развития деформации позвоночника. Кроме того, обе эти патологии отличаются высокой частотой наблюдаемости у пациентов трудоспособного возраста.

Три группы факторов влияют на дисбаланс нагрузок в ортостатической позе данного контингента: 1) характеристики состояния пациента; 2) характеристики технического средства реабилитации (ТСР); 3) характеристики окружающей среды (ОС).

К первой группе факторов относятся состояние системы управления позой (зрительной сенсорной системы, вестибулярной, проприоцептивной, высшей нервной системы), деформация позвоночника и наклон таза, часто наблюдаемые у исследуемого контингента. Для пациентов на протезах характерными факторами будут опороспособность, масса и длина сохранной конечности и культуры. Для пациентов с постмастэктомическим отеком ВК – это масса отеочной конечности (со стороны мастэктомии) и контралатеральной, грудного региона со стороны операции и с контралатеральной стороны, тонусно-силовой дисбаланс на уровне ВК и грудного региона.

К факторам второй группы (факторам ТСР) относятся: для пациентов на протезах НК – рациональность схемы построения протеза и функциональность его узлов, комфортность приемной гильзы; для пациенток после мастэктомии – масса и эргономичность протеза молочной железы, включая его крепление к телу, которые, как показывает практика, влияют на позу таких пациенток.

Отдельные факторы первой и второй групп в своей совокупности влияют на структурно-функциональную асимметрию в ОДА. У пациентов на протезах наблюдается асимметрия опороспособности НК (снижена для протезированной конечности), асимметрия масс НК (массу протезированной НК уменьшают для облегчения ее переноса над опорой), асимметрия длин НК (протезированную конечность часто делают короче, чтобы носок протеза не зацепился за опору в переносную фазу шага). У пациенток после мастэктомии наблюдается асимметрия масс на уровне грудного региона (снижена масса молочной железы и окружающих ее тканей со стороны операции), асимметрия масс ВК из-за отека ВК со стороны операции), тонусно-силовой дисбаланс на уровне грудного региона.

К факторам третьей группы (факторы ОС) следует отнести: информационную поддержку (со стороны специалиста) по удержанию заданной позы; возмущающие информационные сигналы (крики, громкие звуки и т. п.); освещенность пространства, от которой зависит возможность участия зрительной сенсорной системы в постральной регуляции; комфортность условий обследования (температура, влажность), которые, как известно, также влияют на качество позы; наклон и рельеф опорной поверхности.

Параметры этих трех групп являются входными для исследуемой системы «пациент – протез», а ее выходными параметрами в рассматриваемом аспекте будут дисбаланс нагрузок в опорном контуре стоп и в БКЦ ОДА.

Кроме того, чтобы охарактеризовать качество позы необходимо также оценивать компенсаторные реакции, обусловленные позными рефлексам. Они могут быть восстанавливающими нарушенное равновесие (врожденные – безусловные) и предупреждающими нарушение равновесия (приобретенные при жизни – условные) [4], [5]). Можно предположить, что они будут проявляться в виде изменения конфигурации БКЦ, коррекции положения стоп на опоре для увеличения размеров опорного контура, повышения напряженности работы систем постральной регуляции. Следует также учитывать влияние на позу средств внешней нагрузки (грузов), наличие и эргономичность средств дополнительной опоры (костылей и т. п.).

Все эти факторы следовало бы учитывать при исследовании дисбаланса нагрузок у рассматриваемых групп пациентов. Однако некоторые из них инструментально оценить сложно и более целесообразно использовать с этой целью клинический осмотр пациента. Это, например, касается состояния вестибулярной системы и пр. Изменение факторов ОС в предпринятом исследовании целесообразно блокировать. Также целесообразно блокировать возможность использования средств дополнительной опоры и изменения положения стоп пациента на опоре, чтобы интенсивнее проявлялись другие, более опасные для него компенсаторные реакции. При выполнении этих условий схема съема биомедицинской информации для исследования дисбаланса нагрузок в ортостатической позе может быть представлена так, как это изображено на рис. 1. В соответствии с ней было организо-

вано рабочее место путем синтеза готовых программно-аппаратных комплексов (ПАК) и использования описанных ниже инструментальных методов.

Для оценки конфигурации БКЦ ОДА, дисбаланса нагрузок в опорном контуре стоп и в БКЦ ОДА применялись синхронная трехкоординатная фотосъемка фигуры пациента и тензобалансография на ПАК «ПОЗА» (ООО «ДиаСервис», г. Санкт-Петербург) [3]; для оценки напряженности систем постральной регуляции – стабิโลграфия на ПАК «МБН-Стабило» (НПФ «МБН-Биомеханика», г. Москва) [6]; для оценки асимметрии опороспособности НК – динамомбароподометрия на ПАК «ДиаСлед-М-Скан» (ООО «ДиаСервис», ООО «ВИТ», г. Санкт-Петербург) с матричными измерителями давления под стопами в форме стелек [7]; для оценки тонусно-силовой асимметрии ВК – динамотензометрия на специально разработанном для этого ПАК [8].

Измерения проводились при следующих условиях: в свободной позе пациента стоя, при ее самоконтроле (по стойке «смирно»), в исходном состоянии и в процессе моделирования дисбаланса нагрузок в БКЦ удержанием средств внешней нагрузки – грузов разной массы (5; 9,5; 11,5 кг) и различной их локализацией относительно ОДА (в левой руке, в правой, за спиной – в запячечном рюкзаке).

## Результаты

Наибольшее внимание уделялось тем переменным, которые более доступны для измерения их в процессе протезирования и реабилитации.

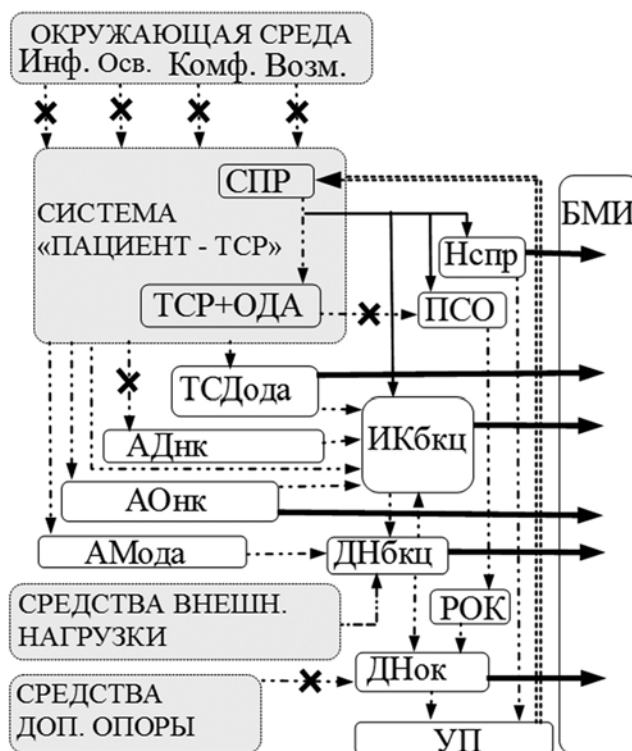


Рис. 1. Схема съема биомедицинской информации для оценки дисбаланса нагрузок в ортостатической позе: АДнк – асимметрия длины НК; АМода – асимметрия масс в ОДА; АОнк – асимметрия опороспособности НК; БМИ – биомедицинская информация; Возм. – возмущающие информационные сигналы; ДНбкц – дисбаланс нагрузок в БКЦ; ДНок – дисбаланс нагрузок в опорном контуре; ИКбкц – изменение конфигурации БКЦ; Инф. – информационная поддержка по удержанию заданной позы; Комф. – комфортность условий обследования; Нспр – напряженность систем постральной регуляции; ОДА – опорно-двигательный аппарат; Осв. – освещенность пространства; ПСО – положение стоп в опоре; РОК – размеры опорного контура; СПР – система постральной регуляции; ТСДода – тонусно-силовой дисбаланс в ОДА; ТСР – техническое средство реабилитации; УП – устойчивость позы. Стрелки: пунктирная двойная – обратная связь; сплошные – компенсаторные реакции; штрих-пунктирные – причинно-следственные связи. Крест – блокирование влияния факторов

По результатам биомеханического обследования были рассчитаны значения переменных для 213 наблюдений и проведен факторный анализ этой базы данных [9], [10]. Рассчитывались относительные дисперсии простых факторов, собственные значения и процентные доли объясненной дисперсии. В качестве метода отбора был выбран анализ главных компонент. Для вращения был выбран метод варимакса и анализировалась повернутая матрица факторов. Посредством такого анализа были выявлены шесть собственных факторов, имеющих значения, превосходящие единицу (см. табл. 1).

Первый фактор объединял переменные, преимущественно относящиеся к эффективности поструральной регуляции. Представляет интерес, что в этот же фактор входил показатель ротации плечевого пояса  $VAR18_{\alpha_{5rot}}$ , причем он имел отрицательную корреляцию с показателями напряженности систем поструральной регуляции. Такое изменение БКЦ можно расценивать как механизм поддержания устойчивости позы при дисбалансе нагрузок в биотехнической системе.

Как во втором факторе, так и в третьем были сгруппированы параметры, относящиеся к дисбалансу нагрузок во фронтальной плоскости – в БКЦ и в опорном контуре стоп. Причем во втором факторе латерализация БКЦ ОДА на уровне шеи  $VAR13_{K_{X5}}$  и фронтальный угол наклона корпуса  $VAR17_{\beta_5}$  коррелируют с показателями дисбаланса нагрузок в БКЦ ОДА на уровне таза  $VAR16_{\Delta x_2}$  и плечевого пояса  $VAR15_{\Delta x_4}$  в этой же плоскости. Это следует расценивать как риск деформации ОДА при таком варианте компенсации.

В третьем факторе фронтальная децентрализация нагрузки в опорном контуре  $VAR12_{K_{Gx}}$  коррелировала с латерализацией БКЦ на уровне таза  $VAR14_{K_{X2}}$ . Такой вариант компенсации может достигаться за счет изменения угла в шарнирах и суставах НК. Он является менее опасным в отношении деформации позвоночника и может быть признан как предпочтительный.

В четвертом факторе объединились показатели дисбаланса нагрузок в системе в сагиттальной плоскости (изменения позы и смещения нагрузки в этой плоскости).

Таблица 1

Рабочая форма статистического расчета базы данных обследований пациентов на протезах в программе факторного анализа

Обозначение переменной	Наименование переменной	Повернутая матрица компонентов					
		Компоненты					
		1	2	3	4	5	6
VAR1_cnt	Наличие контроля позы	,095	-,161	,244	,527	,013	,217
VAR2_L <sub>sk</sub>	Длина статокинезиограммы	,977	,099	,077	,012	-,038	,013
VAR3_V <sub>sk</sub>	Скорость миграции общего центра давления в горизонтальной плоскости	,977	,099	,078	,012	-,039	,013
VAR4_X <sub>f1</sub>	Частота первого максимума спектра по фронтальной составляющей статокинезиограммы	-,305	-,150	-,311	,065	,600	-,034
VAR5_Y <sub>f1</sub>	Частота первого максимума спектра по сагиттальной составляющей статокинезиограммы	,114	-,085	,005	,023	,904	-,188
VAR6_X <sub>f60%</sub>	Уровень 60 % мощности спектра во фронтальной плоскости статокинезиограммы	-,124	,062	-,463	,093	,007	,686
VAR7_Y <sub>f60%</sub>	Уровень 60 % мощности спектра в сагиттальной плоскости статокинезиограммы	,071	,099	,107	-,100	-,188	,870
VAR8_L <sub>FS95</sub>	Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	-,407	,121	,000	-,478	,500	,102
VAR9_S <sub>r</sub>	Индекс равновесия	,977	,100	,075	,010	-,037	,009
VAR10_K <sub>Gv</sub>	Относительное сагиттальное смещение главного вектора весовой нагрузки	-,559	-,052	,100	,633	-,005	-,173
VAR11_K <sub>Y5"</sub>	Показатель положения грудной клетки в сагиттальной плоскости	-,083	-,048	-,056	,886	,035	-,091
VAR12_K <sub>Gx</sub>	Коэффициент фронтальной децентрализации нагрузки в опорном контуре	,044	,342	,777	,091	-,133	,002
VAR13_K <sub>X5</sub>	Относительная латерализация шеи	-,181	-,749	,573	,141	,095	,032
VAR14_K <sub>X2</sub>	Относительная латерализация таза	,025	-,270	,836	,077	-,082	-,095
VAR15_Δx <sub>4</sub>	Второй коэффициент фронтального дисбаланса нагрузок в БКЦ на уровне плечевого пояса	,226	,947	,001	-,092	-,086	,061
VAR16_Δx <sub>2</sub>	Коэффициент фронтального дисбаланса нагрузок в БКЦ на уровне таза	-,003	,843	,236	-,085	,067	,196
VAR17_β <sub>5</sub>	Фронтальный угол наклона корпуса	,156	,866	-,098	-,050	-,117	-,033
VAR18_α <sub>5rot</sub>	Ротация плечевого пояса	-,722	-,382	,207	,192	,137	,132

Причем эти показатели имели выраженную корреляцию с показателем наличия контроля позы VAR1<sub>cnt</sub>. Отметим, что он не имел столь значительной корреляции с показателями дисбаланса нагрузок во фронтальной плоскости, т. е. дисбаланс нагрузок в сагиттальной плоскости достигался в большой степени за счет самоконтроля позы.

В пятом и шестом факторах сгруппировались стабильнографические показатели напряженности систем постуральной регуляции. Они имели выраженную корреляцию между собой. Следовательно, при оценке компенсаторных реакций на дисбаланс нагрузок в системе достаточно было использовать уже рассмотренные показатели напряженности позы VAR2<sub>L<sub>sk</sub></sub> и VAR3<sub>V<sub>sk</sub></sub>.

У женщин с постмастэктомическим отеком ВК тоже была выявлена отрицательная корреляция между показателями ротации плечевого пояса и основными показателями напряженности систем постуральной регуляции.

Что касается корреляции между показателями дисбаланса нагрузок в сагиттальном и фронтальном направлениях опорного контура и показателями изменения конфигурации БКЦ ОДА в этих же плоскостях, то для пациенток с отеком ВК они не были столь яркими и логически объяснимыми, как для пациентов на протезах НК. Вероятно, это явилось следствием отсутствия однозначной асимметрии распределения масс в БКЦ ОДА у данных пациенток. Снижение массы молочной железы у них компенсировалось увеличением массы ВК вследствие отека. Кроме того, поза при одних и тех же тестах значительно отличалась для разных пациенток, что, вероятно, было связано с большой вариабельностью вариантов нарушения тонусно-силового баланса в ОДА, вызванного поражением тканей вследствие оперативного вмешательства и их облучения.

Группа показателей напряженности систем постуральной регуляции у данных пациенток имела выраженную корреляцию между собой, как это было выявлено и для пациентов на протезах, что подтверждало достаточность использования показателей VAR2<sub>L<sub>sk</sub></sub> и VAR3<sub>V<sub>sk</sub></sub> для оценки напряженности систем постуральной регуляции.

## Заключение

Результаты инструментальных исследований показали, что реализуемый пациентом вариант компенсации дисбаланса нагрузок может быть различным. Он зависит от структурно-функциональной асимметрии в ОДА (асимметрии опороспособности НК и тонусно-силового дисбаланса на различных уровнях БКЦ ОДА), общего состояния пациента и его локомоторного стереотипа.

Один из вариантов компенсации дисбаланса нагрузок в системе «пациент – опора» – это увеличение напряжения систем постуральной регуляции. Однако оно сопровождается повышением мышечного тонуса, увеличением энергозатрат на поддержание позы, усталостью и утомлением пациента. Эти факторы могут привести к срыву компенсации, достигнутой за счет увеличения напряженности систем постуральной регуляции. Тогда в процесс поддержания равновесия будет вовлечен вариант компенсации в виде изменения конфигурации БКЦ ОДА. Играя положительную роль в устранении дисбаланса нагрузок в опорном контуре и, следовательно, в повышении устойчивости позы, этот вариант увеличивает риск формирования вторичных деформаций.

В зависимости от того, какой из вариантов компенсации превалирует у пациента, можно наблюдать либо больший дисбаланс нагрузок в БКЦ его ОДА, либо большее напряжение систем постуральной регуляции. Это надо учитывать при медицинской реабилитации пациента. Анализируя изменение показателей различных вариантов его реакций и субъективной оценки позы пациентом, специалист должен постараться настроить протезно-ортопедическое изделие таким образом, чтобы обеспечить минимальный дисбаланс нагрузок как в опорном контуре, так и в БКЦ, причем при минимальной напряженности систем постуральной регуляции.

## Список литературы:

1. Health Fit & Sport GROUP / <http://www.healthsport.ch/file/PDF/temp/Reeducation/Diagnostique.pdf>. 10.01.2014.
2. Bock O. Quality for life: Prosthetics Lower Extremities / [http://www.ottobock.de/cps/rde/xbcr/ob\\_com\\_en/647G630-EN-02-1111w.pdf](http://www.ottobock.de/cps/rde/xbcr/ob_com_en/647G630-EN-02-1111w.pdf). 10.01.2014.
3. Смирнова Л.М., Юлдашев З.М. Биотехнические измерительно-информационные системы в практике ортезирования и протезирования нижних конечностей. – СПб: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2013. 195 с.
4. Сетт Е.К. История развития нервной системы позвоночных. – М.: Медгиз, 1949. 419 с.
5. Бернштейн Н.А. О построении движений. – М.: Медгиз, 1948. 255 с.
6. Скворцов Д.В. Стабилометрия – функциональная диагностика функции равновесия, опорно-двигательной системы и сенсорной системы // Функциональная диагностика. 2004. № 3. С. 78-84.
7. Смирнова Л.М. Система биомеханических критериев оценки эффективности протезирования // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2009. № 4. С. 1010-1018.
8. Смирнова Л.М., Юлдашев З.М. Измерительно-информационные системы для протезно-ортопедической отрасли // Биотехносфера. 2012. № 2. С. 17-23.
9. Смирнова Л.М., Юлдашев З.М. Матричное моделирование выбора критериев оценки функциональной эффективности ортезирования стопы // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2010. № 1. С. 52-56.
10. Мазуров А.И., Потрахов Н.Н. Влияние рассеянного рентгеновского излучения на качество изображения и методы его подавления // Биотехносфера. 2012. № 3-4. С. 39-43.

Людмила Михайловна Смирнова,  
д-р техн. наук, профессор,  
кафедра биотехнических систем,  
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,  
ведущий научный сотрудник,  
отдел биомеханических исследований  
опорно-двигательной системы,  
ФГУ «СПб НЦЭР им. Альбрехта Минтруда России»,  
Ирина Владимировна Ткачук,  
аспирант,  
Анна Сергеевна Веденина,  
аспирант, научный сотрудник,  
ассистент,  
СПбГЭТУ «ЛЭТИ»,  
Оксана Эдуардовна Гаевская,  
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,  
отдел биомеханических исследований  
опорно-двигательной системы,  
ФГУ «СПб НЦЭР им. Альбрехта Минтруда России»,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: info@diaserv.ru