

- Nephrol. Dial. Transplant. 2007. Vol. 22, Suppl. 6. P. vi127.
4. Patent W0 2012/022304 A1. Germany. A61M1/16. Apparatus for extracorporeal blood treatment / J. Meibaum, S. Moll, A. Castellarnau et al. DE2011/001606, filing date: 17.08.2011; publ. date: 23.02.2012.
  5. Василевский А. М., Коноплев Г. А. Поликомпонентный мониторинг процесса гемодиализа методом УФ-спектрометрии // Биотехносфера. 2009. № 1. С. 18–25.
  6. Василевский А. М., Коноплев Г. А., Лопатенко О. С. и др. Исследование биспектрального метода мониторинга мочевой кислоты в процессе гемодиализной процедуры // Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2012. № 10. С. 97–104.
  7. Bland J. M. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement // Lancet. 1986. N 8. P. 307–310.
  8. Vasilevsky A., Lopatenko O., Komashnya A. et al. On-line monitoring of uric acid concentration in spent dialysate during hemodialysis accompanied by graduated physical exercises with the bispectral optical sensor // Nephrol. Dial. Transplant. 2012. Vol. 27, Suppl. 2. P. 211–212.

**Для ссылок:**

Смирнова, Л.М. И.В. Система и метод исследования компенсаторных реакций на дисбаланс нагрузок в биотехнической системе / Л.М. Смирнова, И.В. Хлызова // Биотехносфера. - 2013. -

УДК 681.2(61) №1(25). - С. 15-20

**Л. М. Смирнова**, д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,

ФГБУ «Санкт-Петербургский научно-практический центр медико-социальной экспертизы, протезирования и реабилитации инвалидов им. Г. А. Альбрехта Министерства труда и социальной защиты Российской Федерации»

**И. В. Хлызова**, аспирант,

ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)»

## Система и метод исследования компенсаторных реакций на дисбаланс нагрузок в биотехнической системе

**Ключевые слова:** дисбаланс нагрузок, компенсаторная реакция, опорно-двигательная система, опорно-двигательный аппарат, протезирование нижних конечностей.

**Key words:** load bearing disbalance, compensatory reaction, support-locomotion system, support-motor apparatus, lower limb prosthetics.

*Рассматриваются система и метод оценки компенсаторных реакций, возникающих при дисбалансе весовой нагрузки у пациентов со структурными изменениями и функциональными нарушениями опорно-двигательной системы. Обсуждаются результаты их применения при обследовании пациентов с протезами нижних конечностей. Представлены результаты факторного анализа базы данных этих обследований.*

Большой спектр заболеваний, которые лечит врач-ортопед, сопровождается дисбалансом нагрузок в опорно-двигательном аппарате (ОДА) и, как следствие, в опорном контуре стоп. Такой дисбаланс вызывает компенсаторные реакции со стороны опорно-двигательной системы. Признавая положительную роль этих реакций в повышении устойчивости позы, стоит выяснить, как они сказываются

на состоянии больного и каким образом их можно оценить в процессе реабилитации пациентов.

Можно ожидать, что в ортостатической позе стоя такими компенсаторными реакциями будут:

- изменение положения стоп в опоре для увеличения площади опорного контура;
- повышение контроля за сохранением равновесия за счет увеличения напряженности систем постуральной регуляции;
- изменение конфигурации биокинематической цепи (БКЦ) для перераспределения масс в ОДА.

Очевидно, что оценка лишь некоторых из этих возможных вариантов компенсации не позволяет объективно оценить качество ортостатической позы: необходимо комплексное исследование с регистрацией всей биомедицинской информации для количественной оценки каждого из этих вариантов, а также для контроля дисбаланса нагрузки в опорном контуре стоп.

Наблюдение за таким вариантом компенсации, как изменение положения стоп в опоре, не представ-

ляет сложности и не требует наличия специализированного оборудования. Кроме того, этот вариант не может нанести вреда пациенту и не является энергозатратным для него. При исследовании целесообразно заблокировать возможность реализации пациентом такого варианта компенсации дисбаланса (пациент должен следить за неизменным положением стоп на опоре), чтобы интенсивнее проявились два других варианта:

- напряжение систем постуральной регуляции, которое может привести к утомлению пациента;
- изменение конфигурации БКЦ, из-за которого может быть увеличен дисбаланс нагрузок в ОДА и, следовательно, повышен риск деформации позвоночника.

Эти два варианта компенсации можно оценить с помощью стабิโลграфии, например на комплексе «МБН стабило» (ООО «Научно-медицинская фирма «МБН»», Москва) [1] и фотосъемки фигуры пациента соответственно. Контроль за изменением баланса нагрузок в опорном контуре стоп можно было бы выполнить с помощью различных комплексов для измерения нагрузки под стопами, например комплекса «ДиаСлед» или «ДиаСлед-Скан» (ООО «ДиаСервис» и ООО «ВИТ», Санкт-Петербург) либо других комплексов для динамоплатографии и зональной динамографии [2].

Информация о том, какой именно из этих вариантов компенсации был задействован и насколько снизился исходный дисбаланс нагрузок в опорном контуре, является необходимой, но ее недостаточно для того, чтобы характеризовать качество позы пациента. Следует также оценить дисбаланс нагрузок на различных уровнях БКЦ ОДА. С этой целью мы приняли решение проводить фотоанализ фигуры пациента в трех проекциях синхронно с регистрацией точки приложения главного вектора нагрузки в опорном контуре стоп. Чтобы обеспечить возможность таких исследований, был разработан и изготовлен новый программно-аппаратный электронно-оптический комплекс для трехкоординатной балансографии «ПОЗА» (ООО «ДиаСервис», Санкт-Петербург).

Комплекс включает в себя: комплект фотоаппаратов (3–5 шт.) для регистрации изображений фигуры пациента в проекциях на фронтальную, сагиттальную и горизонтальную плоскости, опорную тензоплощадку для измерения зонального (четырёхпольного) распределения нагрузки в опорном контуре и определения координат точки приложения главного вектора нагрузки в нем. Структурная схема биотехнической измерительно-информационной системы с комплексом «ПОЗА» представлена на рисунке.

Программное обеспечение комплекса позволяет синхронно регистрировать как фотоизображения фигуры пациента, так и нагрузку под его стопами, а затем рассчитывать координаты точки приложения главного вектора нагрузки в опорном контуре

и визуализировать его непосредственно на изображениях фигуры в ортогональных проекциях в общих осях координат и времени на экране монитора. Таким образом, у оператора комплекса появляется возможность определить смещение главного вектора нагрузки относительно звеньев БКЦ и оценить дисбаланс нагрузок на любом из уровней ОДА.

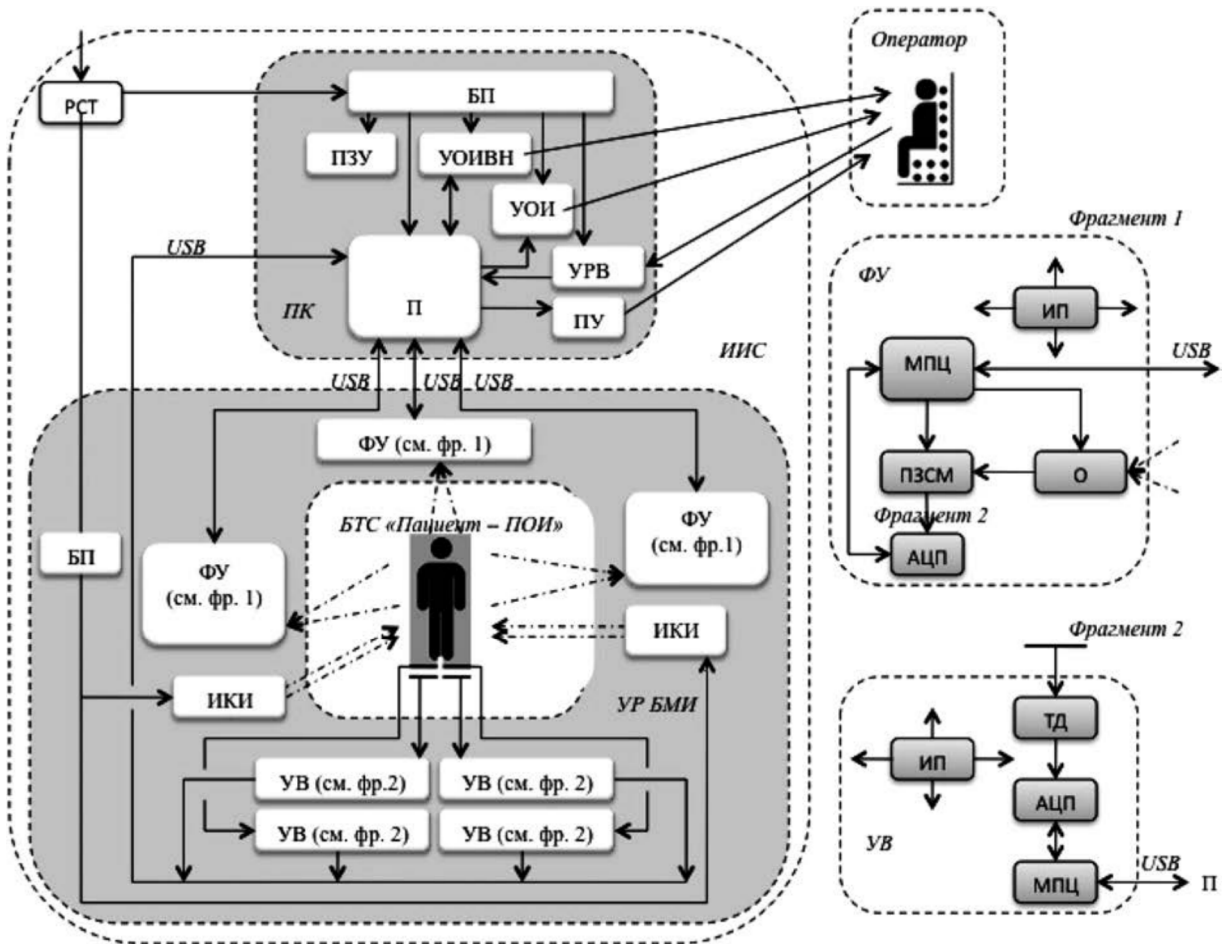
С целью апробации предложенного подхода к оценке дисбаланса нагрузок в ОДА и вариантов его компенсации были проведены биомеханические обследования группы пациентов на протезах нижних конечностей: 10 пациентов (9 мужчин и одна женщина, возраст — от 30 до 70 лет) на протезах голени и бедра.

Данный контингент был выбран не случайно: вследствие нарушения структурной целостности БКЦ ОДА и функциональной недостаточности искусственной конечности именно у пациентов с протезами наблюдается выраженное нарушение обеих компонентов, участвующих в формировании и поддержании ортоградной позы, то есть исполнительного и управляющего механизмов. Кроме того, исследование компенсаторных реакций у этих пациентов имеет большую практическую значимость: использование его результатов для настройки протеза нижней конечности позволяет повысить качество реабилитации инвалидов.

Сама по себе ампутация нижних конечностей является мощным фактором, дестабилизирующим опору пациента. Имеет место асимметрия масс сохранной и протезированной конечностей, происходит снижение опороспособности усеченной конечности из-за болевых ощущений в культе при нагрузке. Следовательно, уже в таком исходном состоянии БТС «пациент — протез» можно ожидать проявления компенсаторных механизмов, направленных на устранение дисбаланса весовой нагрузки в БКЦ этой системы. Для повышения результативности исследования были проведены также нагрузочные тесты, при которых этот исходный дисбаланс должен претерпевать изменения, вызывающие дополнительные компенсаторные реакции БТС. В качестве таких тестов приняты задачи, во время выполнения которых пациенту нужно сохранять позу в различных условиях: при удержании разных по величине и месту локализации грузов: 5,0; 9,5 и 11,5 кг поочередно в левой руке, правой и за спиной (в заплечном рюкзаке), без самоконтроля (привычная поза) и с контролем (поза «смирно»).

Результаты обследования позволили сформировать базу данных, включающую различные группы параметров состояния БТС «пациент — протез». При статистическом анализе учитывались те параметры, которые являются более доступными для измерения в практической работе (в процессе протезирования пациента).

Первая группа параметров характеризует конфигурацию БКЦ в осях координат пространства.



Структурная схема биотехнической измерительно-информационной системы с комплексом «ПОЗА»:

РСТ — разделительный сетевой трансформатор; БП — блок питания; ПЗУ — постоянное запоминающее устройство; УОИВН — устройство обмена информацией с внешними носителями; УОИ — устройство отображения информации; ПК — персональный компьютер; П — процессор; УРВ — устройство ручного ввода; ПУ — микропроцессор; USB — универсальная последовательная шина; ИИС — измерительно-информационная система; ФУ — фотоустройство; БТС — биотехническая система; ИКИ — источники когерентного излучения; УР БМИ — устройства регистрации биомедицинской информации; УВ — устройства взвешивания; ИП — источник питания; МПЦ — микропроцессор; ПЗСМ — ПЗС-матрица (прибор с зарядовой связью); О — объектив; АЦП — аналого-цифровой преобразователь; ТД — тензодатчик

Параметр  $K_{X_2}$  — латерализация БКЦ на уровне таза:

$$K_{X_2} = l_{X_2} / L_X,$$

где  $l_{X_2}$  — расстояние от вертикальной координатной оси  $Z$  до точки, лежащей на середине отрезка, соединяющего задние верхние ости левой и правой подвздошных костей, в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ ;  $L_X$  — ширина опорного контура (по поперечной оси  $X$ ).

Латерализация БКЦ на уровне шеи:

$$K_{X_5} = l_{X_5} / L_X,$$

где  $l_{X_5}$  — расстояние от координатной вертикальной оси  $Z$  до точки, соответствующей остистому отростку седьмого шейного позвонка, в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ .

Сагиттальное положение БКЦ на уровне шеи:

$$K_{Y_5} = l_{Y_5} / L_Y,$$

где  $l_{Y_5}$  — расстояние от оси вертикальной координатной оси  $Z$  до вершины угла, образованного

контурами задней поверхности грудной клетки и шеи в проекции на сагиттальную плоскость  $YZ$ ;  $L_Y$  — сагиттальный размер (длина) опорного контура (по продольной оси  $Y$ ).

Еще два параметра этой группы:  $\alpha_{5\text{рот}}$  — угол ротации плечевого пояса — угол между горизонтальной осью координат  $X$  и линией, соединяющей проксимальную точку акромиального отростка левой и правой лопаток, в проекции на горизонтальную плоскость  $XU$ , град.;  $\beta_5$  — угол наклона корпуса — угол между вертикальной осью координат  $Z$  и прямой, проходящей от середины шеи до середины линии, соединяющей задние верхние ости левой и правой подвздошных костей, в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ , град.

Вторая группа параметров характеризует положение главного вектора нагрузки  $G$  относительно БКЦ.

Фронтальная децентрализация нагрузки в опорном контуре:

$$K_{F_x} = l_{X_0} / L_X,$$

где  $l_{X_0}$  — фронтальное смещение главного вектора весовой нагрузки — расстояние между координатной вертикальной осью  $Z$  и главным вектором нагрузки  $G$  в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ .

Параметры  $\Delta_{X_2}$  и  $\Delta_{X_5}$  — фронтальный дисбаланс нагрузок в БКЦ на уровне таза и на уровне шеи соответственно:

$$\Delta_{X_2} = g_{X_2} / H; \quad \Delta_{X_5} = g_{X_5} / H,$$

где  $g_{X_2}$  — расстояние между главным вектором весовой нагрузки  $G$  и точкой, лежащей на середине отрезка, соединяющего верхние задние ости левой и правой подвздошных костей, в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ ;  $g_{X_5}$  — расстояние между вектором  $G$  и точкой, соответствующей остистому отростку седьмого шейного позвонка, в проекции на фронтальную плоскость  $XZ$ ;  $H$  — рост пациента.

Сагиттальная децентрализация нагрузки в опорном контуре:

$$K_{F_y} = l_{Y_0} / L_Y,$$

где  $l_{Y_0}$  — смещение главного вектора весовой нагрузки  $G$  от бугристости ладьевидной кости в проекции на сагиттальную плоскость  $YZ$ .

Третья группа параметров характеризует напряженность работы компенсаторных звеньев статокINETической системы по поддержанию вертикальной позы [1]:  $L_{sk}$  — длина статокИНЕЗИОГРАММЫ, мм;

$V_{sk}$  — скорость миграции общего центра давления, мм/с;  $X_{f1}, Y_{f1}$  — частота первого максимума спектра по фронтальной и сагиттальной составляющим соответственно, Гц;  $X_{f60\%}, Y_{f60\%}$  — уровень 60 % мощности спектра во фронтальной  $F$  и сагиттальной  $S$  плоскостях соответственно, Гц;  $L_{FS95}$  — отношение длины статокИНЕЗИОГРАММЫ к ее площади;  $S_t$  — индекс равновесия, мм<sup>2</sup>/с. Кроме указанных переменных учитывались также условия проведения тестов: наличие или отсутствие контроля позы и зрительной депривации.

По результатам биомеханического обследования пациентов на ПАК «ПОЗА» и «МБН стабилло» были рассчитаны значения этих переменных для 213 наблюдений и проведен статистический анализ для определения корреляции между ними. Однако из-за большого количества параметров полученные результаты были малоинформативными и не позволили подтвердить или опровергнуть гипотезы о характере компенсаторных реакций на дисбаланс нагрузки в БТС «пациент — протез». В связи с этим был проведен факторный анализ рассматриваемой базы данных как первый этап детерминации исследуемых процессов компенсации дисбаланса нагрузок в БТС.

В поле тестируемых переменных были помещены:

- параметры конфигурации БКЦ;
- параметры положения главного вектора нагрузки  $G$  относительно БКЦ;

Таблица 1

### Рабочая форма статистического расчета базы данных обследований пациентов на протезах в программе факторного анализа: объясненная суммарная дисперсия

#### Total Variance Explained

Component	Initial Eigenvalues			Rotation Sums of Squared Loadings		
	Total	% of Variance	Cumulative %	Total	% of Variance	Cumulative %
1	5,147	28,592	28,592	4,117	22,874	22,874
2	3,007	16,707	45,299	3,372	18,732	41,606
3	2,116	11,754	57,053	2,153	11,959	53,565
4	1,586	8,810	65,863	1,804	10,024	63,589
5	1,514	8,410	74,273	1,546	8,589	72,178
6	1,055	5,859	80,132	1,432	7,955	80,132
7	0,860	4,779	84,912			
8	0,782	4,344	89,256			
9	0,455	2,527	91,782			
10	0,415	2,304	94,086			
11	0,363	2,016	96,102			
12	0,285	1,584	97,686			
13	0,178	0,992	98,677			
14	0,172	0,956	99,633			
15	0,051	0,283	99,916			
16	0,015	0,082	99,998			
17	0,000	0,002	100,000			
18	0,000	0,000	100,000			

Extraction Method: Principal Component Analysis.

- параметры напряженности постуральной регуляции;
- тип внешнего (тестового) дисбаланса с учетом веса используемого груза и его локализации относительно фронтальной и сагиттальной плоскостей;
- наличие контроля позы и зрительной депривации при выполнении тестовой задачи;
- потенциальная опороспособность БТС, которая устанавливалась на основе экспертной оценки состояния пациента с учетом его возраста, общего состояния здоровья и уровня ампутации конечностей;
- асимметрия уровня ампутации одной конечности по отношению к другой.

В качестве первичных результатов рассчитывались и выводились относительные дисперсии простых факторов, собственные значения и процентные доли объясненной дисперсии (табл. 1). Как метод отбора был выбран анализ главных компонент: количество отобранных факторов приравнялось к числу собственных значений, превосходящих единицу. Для вращения был выбран метод вари-

макса анализировалась повернутая матрица факторов (табл. 2). Посредством такого анализа были выявлены шесть собственных факторов, имеющих значения, превосходящие единицу (табл. 1).

Первый фактор объяснял 28,592 % суммарной дисперсии и объединял в себе переменные, относящиеся к эффективности постуральной регуляции на протезе (табл. 2). Во втором (16,707 % дисперсии) и третьем (11,754 % дисперсии) факторах сгруппировались параметры, относящиеся к дисбалансу нагрузок в БТС во фронтальной плоскости в БКЦ и в опорном контуре стоп соответственно. Во втором факторе наблюдается связь показателя фронтального наклона корпуса с показателями дисбаланса нагрузки в ОДА на уровне таза и шеи, а в третьем факторе — связь показателя дисбаланса нагрузки в опорном контуре стоп с показателями латерализации БКЦ на этих уровнях, то есть смещение тела влево или вправо. В четвертом факторе (8,810 % дисперсии) объединились показатели дисбаланса нагрузок в БТС в сагиттальной плоскости, причем

Таблица 2

**Рабочая форма статистического расчета базы данных обследований пациентов на протезах в программе факторного анализа: повернутая матрица компонентов**

Rotated Component Matrix(a)

Variable	Component					
	1	2	3	4	5	6
VAR5 (контроль позы)	0,095	-0,161	0,244	0,527	0,013	0,217
VAR7 $L_{sk}$	0,977	0,099	0,077	0,012	-0,038	0,013
VAR8 $V_{sk}$	0,977	0,099	0,078	0,012	-0,039	0,013
VAR9 $X_{f1}$	-0,305	-0,150	-0,311	0,065	0,600	-0,034
VAR10 $Y_{f1}$	0,114	-0,085	0,005	0,023	0,904	-0,188
VAR11 $X_{f60\%}$	-0,124	0,062	-0,463	0,093	0,007	0,686
VAR12 $Y_{f60\%}$	0,071	0,099	0,107	-0,100	-0,188	0,870
VAR13 $L_{FS95}$	-0,407	0,121	0,000	-0,478	0,500	0,102
VAR14 $S_t$	0,977	0,100	0,075	0,010	-0,037	0,009
VAR15 $K_{Fy}$	-0,559	-0,052	0,100	0,633	-0,005	-0,173
VAR16 $K_{Y_5}$	-0,083	-0,048	-0,056	0,886	0,035	-0,091
VAR17 $K_{Fx}$	0,044	0,342	0,777	0,091	-0,133	0,002
VAR18 $K_{X_5}$	-0,181	-0,749	0,573	0,141	0,095	0,032
VAR19 $K_{X_2}$	0,025	-0,270	0,836	0,077	-0,082	-0,095
VAR20 $\Delta X_5$	0,226	0,947	0,001	-0,092	-0,086	0,061
VAR21 $\Delta X_2$	-0,003	0,843	0,236	-0,085	0,067	0,196
VAR22 $\beta_5$	0,156	0,866	-0,098	-0,050	-0,117	-0,033
VAR23 $\alpha_{5rot}$	-0,722	-0,382	0,207	0,192	0,137	0,132

Extraction Method: Principal Component Analysis.  
 Rotation Method: Varimax with Kaiser Normalization.  
 a Rotation converged in 6 iterations.

эти показатели имеют выраженную корреляцию с показателем «наличие контроля позы», чего нельзя сказать о показателях, относящихся к дисбалансу нагрузок во фронтальной плоскости. В пятом (8, 410 % дисперсии) и шестом (5,859 % дисперсии) факторах сгруппировались показатели напряженности позы пациента.

Полученные результаты логически соответствуют сформулированным нами представлениям о вариантах компенсаторных реакций на дисбаланс нагрузок в БТС «пациент — протез нижней конечности» и указывают на целесообразность проведения дальнейших экспериментальных и теоретических исследований в данном направлении. Одним из практических приложений результатов таких исследований, очевидно, будет совершенствование инструментальных методов и технических средств

для оценки функциональной эффективности протезирования и ортезирования пациентов с патологией нижних конечностей [3].

### Литература

1. Скворцов Д. В. Стабилометрия — функциональная диагностика функции равновесия, опорно-двигательной системы и сенсорной системы // Функциональная диагностика. 2004. № 3. С. 78–84.
2. Смирнова Л. М., Юлдашев З. М. Измерительно-информационные системы для протезно-ортопедической отрасли // Биотехносфера. 2012. № 2(20). С. 17–23.
3. Смирнова Л. М. Проблемные вопросы объективизации оценки эффективности протезирования и ортезирования пациентов с патологией нижних конечностей // Биотехносфера. 2009. № 1(1). С. 49–54.



ОАО «Издательство  
«ПОЛИТЕХНИКА»  
предлагает:

**Л. В. Илясов**  
**БИОМЕДИЦИНСКАЯ**  
**АНАЛИТИЧЕСКАЯ**  
**ТЕХНИКА**



ISBN 978-5-7325-1012-6  
Объем 350 с.  
Формат 60×90 1/16  
Тираж 1000 экз.

В учебном пособии изложены принципы действия и описаны наиболее распространенные схемы современных механических, спектральных, электрохимических, хроматографических, электрофоретических, цитологических и других средств аналитической техники, применяемых в медико-биологических исследованиях.

Предназначено для студентов, обучающихся по направлениям «Биомедицинская техника» и «Биомедицинская инженерия», имеет гриф УМО РФ.

Книгу можно приобрести в издательстве по адресу:  
191023, Санкт-Петербург, Инженерная ул., д. 6.  
Тел.: (812) 312-44-95, 710-62-73, тел./факс: (812) 312-57-68.  
e-mail: sales@polytechnics.ru, gfm@polytechnics.spb.ru  
<http://www.polytechnics.ru>

*Возможна отправка книг «Книга — почтой».  
Книги рассылаются покупателям в России наложенным платежом  
(без задатка). Почтовые расходы составляют 40 % и выше  
от стоимости заказанных Вами книг.*