

УДК 004.9; 616-71; 617.58-77; 615.471  
doi:10.31799/1684-8853-2021-6-64-74

## Методология и информационно-измерительная система для персонифицированного синтеза протезов нижних конечностей

Л. М. Смирнова<sup>а,б</sup>, доктор техн. наук, доцент, [orcid.org/0000-0003-4373-9342](https://orcid.org/0000-0003-4373-9342), [info@diaserv.ru](mailto:info@diaserv.ru)

Г. Н. Пономаренко<sup>б,в</sup>, доктор мед. наук, профессор, [orcid.org/0000-0001-7853-4473](https://orcid.org/0000-0001-7853-4473)

В. Г. Суслев<sup>б</sup>, канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник, [orcid.org/0000-0003-0651-5497](https://orcid.org/0000-0003-0651-5497)

<sup>а</sup>Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ», Профессора Попова ул., 5, Санкт-Петербург, 197376, РФ

<sup>б</sup>Федеральный научный центр реабилитации инвалидов им. Г. А. Альбрехта, Бестужевская ул., 50, Санкт-Петербург, 195067, РФ

<sup>в</sup>Северо-Западный государственный медицинский университет им. И. И. Мечникова, Кирочная ул., 41, Санкт-Петербург, 191015, РФ

**Введение:** одним из методов управления качеством протезирования является оптимизация состава комплектующих модульного протеза. Ошибки выбора моделей функциональных модулей протеза приводят к ограничению реализации потенциальных возможностей пациента или к выбору дорогостоящих высокофункциональных моделей, потенциальные возможности которых не могут быть в полной мере реализованы при имеющихся нарушениях систем организма. Одним из эффективных путей разрешения этой проблемы является использование возможностей компьютерных технологий.

**Цель:** обоснование методологии разработки инновационной компьютерной технологии персонифицированного синтеза протеза нижней конечности, включая разработку структуры информационно-измерительной системы для ее реализации. **Методы:** методы анализа, синтеза и аналогии; экспертный опрос; метод анализа иерархий («метод Саати»). При описании факторов, влияющих на требования к характеристикам протезных модулей, использовался понятийный язык Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья. **Результаты:** для выбора моделей протезных модулей обосновано использование расширенной системы факторов, которая включает как базовые факторы назначения продукции, указанные в каталогах, так и дополнительные факторы: показатели нарушения структур и функций организма; возможность и реализация активности и участия пациента; наличие барьеров и облегчающих факторов окружающей среды, в которой планируется использовать протез. С учетом этой системы факторов разработана структурная схема информационно-измерительной системы для обследования протезируемого. Для выбора комплектующих протеза обоснована необходимость создания глобального электронного каталога, объединяющего структурированную информацию о моделях протезных модулей, поставляемых различными производителями. Предложена матричная форма представления базы знаний, отражающей правила выбора моделей по соответствию их характеристик оценкам факторов, и обоснована методика компьютеризированного выбора моделей из электронного каталога. **Практическая значимость:** результаты работы являются шагом по пути создания технологии компьютеризированного многокритериального выбора комплектующих модульного протеза с учетом персональных потребностей и функциональных возможностей пациента. Применение такой технологии позволит повысить уровень реабилитации пациента и качество его жизни.

**Ключевые слова** – информационно-измерительная медицинская система, синтез протеза, управление качеством протеза, многокритериальный выбор, база знаний, медицинская реабилитация.

**Для цитирования:** Смирнова Л. М., Пономаренко Г. Н., Суслев В. Г. Методология и информационно-измерительная система для персонифицированного синтеза протезов нижних конечностей. *Информационно-управляющие системы*, 2021, № 6, с. 64–74. doi:10.31799/1684-8853-2021-6-64-74

**For citation:** Smirnova L. M., Ponomarenko G. N., Suslyev V. G. Methodology and information-measuring system for personalized synthesis of lower limb prostheses. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2021, no. 6, pp. 64–74 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2021-6-64-74

### Введение

Имеются данные о росте количества инвалидов с постампутационными дефектами конечностей. Например, по состоянию на 2005 г. среди населения США один из 190 человек имел ампутированную конечность, и прогноз указывает на двукратное увеличение числа таких людей к 2050 г. вследствие общемировой тенденции к старению населения и связанного с этим риска заболеваний сосудов конечностей [1].

Модульное построение протеза (из промышленно выпускаемых функциональных узлов — модулей) — основа современного протезирования, но ошибки при выборе комплектующих протеза приводят в одних случаях к ограничению реализации потенциальных возможностей протезированного, неудовлетворению его потребностей и снижению качества жизни, в других — нерациональному распределению финансовых затрат из-за необоснованного выбора дорогостоящих высокофункциональных моделей, потен-

циальные возможности которых не могут быть в полной мере реализованы инвалидом при имеющихся структурных нарушениях и функциональных ограничениях систем организма.

Одним из методов управления качеством модульного протезирования является оптимизация состава комплектующих путем выбора моделей протезных модулей (узлов) с учетом социально-бытовых потребностей и персональных предпочтений протезируемого, с одной стороны, и структурных нарушений, функциональных ограничений его организма, с другой стороны.

Необходимость персонализированного подхода к протезированию провозглашена и признана в мире. При модульном протезировании такой подход частично обеспечивается тем, что некоторые производители протезной продукции представляют в своих каталогах обоснованные рекомендации по выбору протезных модулей по основным показателям их назначения: возрастной группе протезируемого, уровню двигательной активности (низкая, средняя и т. д.); массе тела; планируемому основному режиму эксплуатации протеза (для обычной жизнедеятельности, занятий адаптивными видами спорта и пр.) [2, 3]. Зная эти показатели, специалисты протезно-ортопедических предприятий подбирают модели модулей протеза перебором информации о них по печатным или электронным каталогам, учитывая также конструкционную сочетаемость моделей для объединения в одном протезе.

Низкая эффективность такого выбора заключается в продолжительности и сложности принятия решения при просмотре большого ассортимента продукции, высокого риска игнорирования наличия альтернативных конструкций при использовании ограниченного количества каталогов. Кроме того, несмотря на то, что уровень двигательной активности инвалида используется как основной прогностический фактор восстановления двигательной активности на протезе, этому показателю свойственна высокая субъективность, так как он оценивается методом опроса пациента [4–6]. Более объективной является оценка двигательных возможностей протезируемого с помощью предиктора мобильности — международного инструмента оценки мобильных функций с выполнением двигательных тестов на протезе и без него [7]. Но и она, хотя интегрально, но лишь косвенно отражает состояние систем организма, уровень функционирования которых прямо влияет на показания и противопоказания к назначению протезных модулей с определенными характеристиками и свойствами [8].

Одним из эффективных способов обоснованного многокритериального выбора комплектующих модульного протеза является использование воз-

можностей компьютерных технологий. Однако имеются лишь единичные источники с описанием таких технологий [9–11]. Поэтому мы считаем целесообразным поделиться собственным взглядом на стратегию разрешения данной проблемы.

### Система факторов выбора комплектующих протеза

Одной из первых задач информационного обеспечения технологии персонализированного синтеза протеза нижней конечности является обоснование системы факторов, влияющих на требования к комплектующим протеза. Такую систему предлагается формировать в виде двух непересекающихся множеств: во-первых, базовых факторов  $P$ , указываемых в каталогах основных производителей протезной продукции и традиционно применяемых специалистами протезно-ортопедических предприятий при комплектации протеза; во-вторых, дополнительных факторов  $F$ :

$$P \cap F = \emptyset.$$

К множеству факторов  $P$  относятся:  $p_1$  — тип протезирования (первичное/повторное),  $p_2$  — уровень ампутации конечности,  $p_3$  — целевое назначение протеза (для обычной жизнедеятельности, для занятий адаптивно-физической культурой и др.),  $p_4$  — возрастная группа пациента (взрослый/ребенок),  $p_5$  — пол (женский/мужской/унисекс),  $p_6$  — масса тела,  $p_7$  — размер сохранной стопы,  $p_8$  — уровень двигательной активности. Оценка этих факторов производится методом клинического осмотра и опроса пациента, измерениями с помощью механических или электронных настольных весов и простых измерительных приспособлений. Поскольку уровень двигательной активности протезируемого  $p_8$  определяется с помощью опросников, заполняемых со слов пациента [4, 5], то дополнительно к нему в разрабатываемой технологии предлагается проводить оценку уровня мобильных функций  $p_9$  посредством предиктора мобильности, основанного на анализе результатов выполнения двигательных тестов на способность изменять и поддерживать положение тела, перемещать и манипулировать объектами, ходить и передвигаться без и с использованием протеза [7]. Результат оценки мобильных функций используется для повышения достоверности прогноза восстановления двигательной активности протезируемого. Если оценки  $p_8$  и  $p_9$  не соответствуют друг другу, то поднимается вопрос о корректировке первой из них.

Второе множество,  $F$ , разделено на четыре подгруппы однородных факторов:

— нарушение структур костно-мышечной системы и кожи нижней конечности (культи) и тазовой области;

— нарушение функций: нейромышечных, скелетных и связанных с движением (подвижности и стабильности суставов, мышечной силы и тонуса, моторно-рефлекторных и пр.), функций кожи, сенсорных функций (вестибулярных и зрения) и боли, функций сердечно-сосудистой и дыхательной систем, специфических умственных функций (внимания, памяти, эмоций и восприятия), сохранения массы тела и общих метаболических функций;

— оценка способности протезируемого к обучению и применению знаний, их реализации, особенности сфер деятельности, для осуществления которых планируется использовать изготавливаемый протез;

— особенности окружающей среды, в которой планируется использовать протез (обустроенность доступов к внутренним удобствам в здании проживания и в зданиях для общественного пользования; ландшафт в месте проживания пациента, наличие поддержки и взаимосвязи со стороны ближайших родственников и персонала, осуществляющих уход и оказывающих помощь).

В соответствии с Международной классификацией функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья (МКФ) (International Classification of Functioning, Disability and Health — ICF) эти группы факторов относятся к категориям ее составляющих: «*b*» — «функции организма», «*s*» — «структуры организма», «*d*» — «активность и участие», «*e*» — «факторы окружающей среды».

В МКФ модель здоровья человека представлена на основе интеграции медицинской и социальной субмоделей с использованием наборов взаимосвязанных категорий, отражающих состояние анатомических структур, физиологических функций, действий, задач и сфер жизнедеятельности индивида [12–14]. Формула кода категории в МКФ

$$\text{МКФ-код} = \text{префикс} + \text{шифр домена} + \\ + \text{определитель},$$

где префикс — обозначение составляющей (*b*, *s*, *d* или *e*), к которой относится домен МКФ, включающий категорию; шифр домена — числовой код для определения места категории в иерархии классификации разделов домена; определитель — числовой код оценки категории.

Например, умеренное нарушение вестибулярной функции передвижения кодируется как *b2352.2* (*b* — функции организма; *b2* — сенсорные функции и боль; *b235* — вестибулярные функции; *b2352* — вестибулярные функции передвижения; 2 после точки — умеренное нарушение).

Для всех факторов *F* может быть применена единая шкала оценки, используемая в МКФ: 0 — нет проблем (0–4 %); 1 — легкие (5–24 %); 2 — умеренные (25–49 %); 3 — тяжелые (50–95 %); 4 — абсолютные (96–100 %). Однако для разных составляющих оценка будет отражать различные аспекты: для *s* и *b* — нарушения, соответственно, структур или функций организма (нет нарушений, легкие, умеренные, тяжелые, абсолютные); для *d* — уровень реализации индивидуумом действия или капаситета, т. е. потенциальной способности его выполнить (нет затруднений, легкие, умеренные, тяжелые, абсолютные); для *e* — степень выраженности барьеров (0 — нет барьеров, –1 — незначительные, –2 — умеренные, –3 — выраженные, –4 — абсолютные) или облегчающих факторов (+0 — нет облегчающих факторов, +1 — незначительные, +2 — умеренные, +3 — выраженные, +4 — абсолютные).

### Средства регистрации биомедицинской информации для выбора комплектующих протеза

Из всех этих составляющих (*b*, *s*, *d*, *e*) только *s* и *b* содержат категории, оценка которых требует применения инструментальных методов.

Что касается составляющей *s* (нарушения структур организма), то оценить нарушения относящихся к ней структур костно-мышечной системы, связанных с движением, можно методами клинического осмотра и измерениями с помощью простых приспособлений для измерения длин, обхватов, углов. Но для проведения измерений с одновременным автоматическим вводом результатов в электронную карту пациента и последующего использования их в алгоритмах выбора моделей могут быть применены электронные ростомер, рулетка, штангенциркуль и угломер. Кроме того, может потребоваться оцифровка рентгенограмм сканером, а для повышения наглядности и доказательности результатов обследования — фоторегистрация изображений фигуры пациента. Применение инструментальных методов еще более необходимо при оценке факторов, относящихся к категориям составляющей *b* (нарушение функций организма): для уточнения оценки нарушений нейромышечных, скелетных и связанных с движением функций — специализированные электронные динамометр и угломер; для оценки функций сердечно-сосудистой системы — электронные тонометр и шагомер, тепловизор; для оценки сенсорных функций — устройство оценки тактильной чувствительности кожных покровов; для измерения массы тела — электронные весы; при необходимости уточнения результатов клинической оценки уровня умственных функций — аппаратно-про-

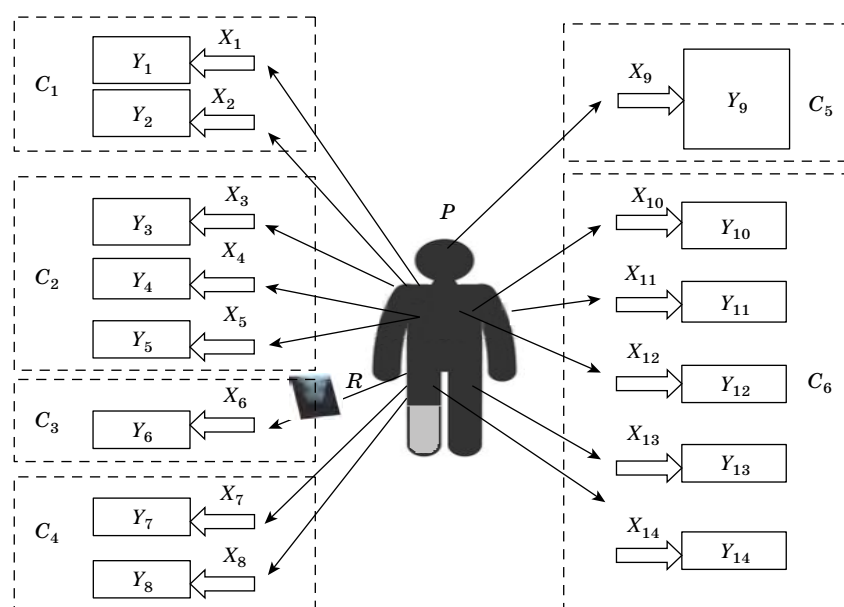
граммный комплекс (АПК) для исследования психофизиологического состояния пациента; для повышения доказательности результатов оценки структурных нарушений биокинематической цепи опорно-двигательного аппарата — стационарно установленный фотоаппарат или фотокомплекс с функцией управления от персонального ком-

пьютера, а для доказательности нарушения функций кожи и связанных с ней структур — мобильно используемый фотоаппарат. Перечень этих средств представлен в табл. 1, схема регистрации биомедицинской информации (БМИ) при инструментальном обследовании протезируемого — на рис. 1, где  $C_1$  — ростомер со встроенными наполь-

■ **Таблица 1.** Измерительные средства для оценки структурно-функциональных нарушений организма протезируемого после ампутации нижней конечности

■ **Table 1.** Measuring tools for the assessment of body functions and structures impairment of the patient after lower limb amputation

Обозначение	Наименование
$Y_1$	Электронные напольные весы (electronic floor scales)
$Y_2$	Электронный ростомер (electronic stadiometer)
$Y_3$	Электронная рулетка (electronic roulette)
$Y_4$	Электронный штангенциркуль (electronic caliper)
$Y_5$	Электронный угломер (electronic anglemeter)
$Y_6$	Устройство оцифровки рентгенограмм (device for digitizing radiographs)
$Y_7$	Фотоаппарат стационарно установленный (fixed-mounted camera for photography)
$Y_8$	Фотоаппарат мобильного использования (camera for mobile use in photography)
$Y_9$	Первичные преобразователи информации для оценки психофизиологического статуса (hardware and software complex for assessing the psychophysiological state of the patient)
$Y_{10}$	Электронный динамометр (electronic dynamometer)
$Y_{11}$	Устройство оценки тактильной чувствительности (device for assessing tactile sensitivity)
$Y_{12}$	Электронный тонометр (electronic tonometer)
$Y_{13}$	Электронный шагомер (electronic steps-telier)
$Y_{14}$	Тепловизор (termovision)



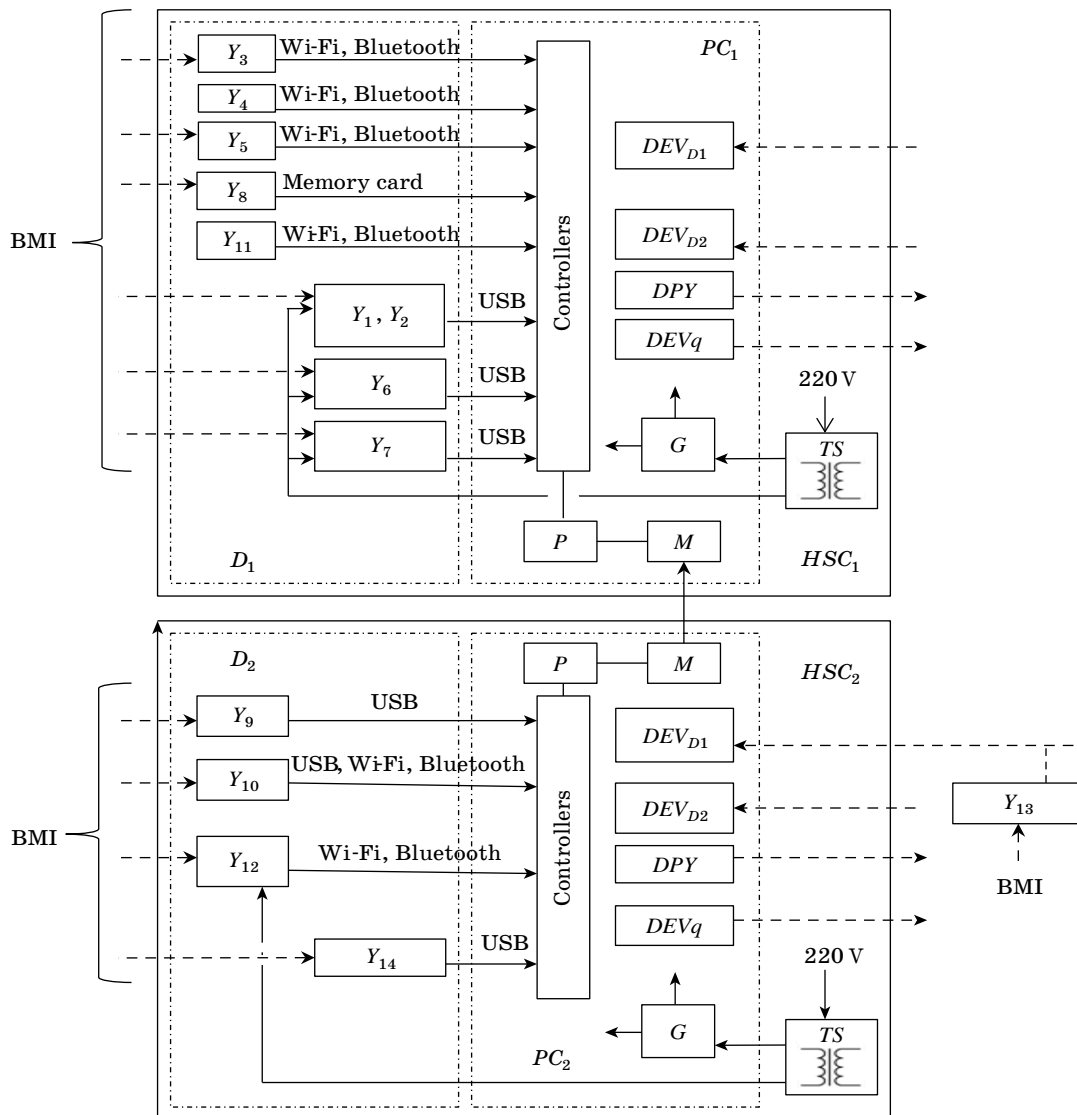
■ **Рис. 1.** Схема регистрации БМИ для оценки структурно-функциональных нарушений организма протезируемого

■ **Fig. 1.** Scheme of registration of biomedical information for the assessment of the body functions and structures impairment of the amputee

ными весами;  $C_2$  — комплект электронных измерителей геометрических параметров фигуры человека;  $C_3$  — оборудование для оцифровки и обработки рентгенограмм;  $C_4$  — оборудование для стационарной фотосъемки;  $C_5$  — АПК для оценки психофизиологического состояния пациента;  $C_6$  — комплект оборудования для оценки реакции на физические нагрузки;  $P$  — пациент;  $R$  — рентгенограммы;  $X_1$  — масса тела;  $X_2$  — рост;  $X_3$  — длиннотные и обхватные размеры фигуры пациента;  $X_4$  — широтные размеры и диаметры фигуры пациента;  $X_5$  — углы в суставах нижней конечности;  $X_6$  — рентгенограммы;  $X_7$  — изображения фигуры пациента;  $X_8$  — изображения кожных дефектов культи;  $X_9$  — психофизиологические ре-

акции пациента;  $X_{10}$  — механическая сила;  $X_{11}$  — реакция пациента на тактильное воздействие;  $X_{12}$  — артериальное давление и частота сердечных сокращений;  $X_{13}$  — количество шагов в тесте;  $X_{14}$  — инфракрасное излучение. Обозначения  $Y_i$  — в табл. 1.

Большинство из перечисленных измерительных средств включено в измерительно-информационную систему (ИИС) для использования врачом-ортопедом (при необходимости, с привлечением невропатолога) в целях повышения достоверности оценки нарушений структур костно-мышечной системы и кожи; нейромышечных, скелетных и связанных с движением функций; функций кожи и сенсорных функций. Их целе-



■ **Рис. 2.** Структура ИИС для регистрации BMI на этапе выбора моделей функциональных модулей протеза нижней конечности

■ **Fig. 2.** Structure of information-measuring system for registration of biomedical information at the stage of choosing functional modules models of lower limb prosthesis

сообразно объединить в единый АПК на рабочем месте врача-ортопеда. Другая часть измерительных средств должна быть объединена на рабочем месте, предоставляющем возможность проводить обследования другими профильными специалистами мультидисциплинарной реабилитационной бригады (терапевтом, а при необходимости — кардиологом, психотерапевтом, эндокринологом) при оценке функций сердечно-сосудистой и дыхательной систем, умственных функций, функций сохранения массы тела. Оба АПК объединены в единую систему с обменом информации между ними. Объем обследований определяется медико-технической комиссией в каждом случае протезирования.

Структура ИИС для регистрации БМИ на этапе выбора моделей функциональных модулей протеза нижней конечности представлена на рис. 2, где *BMI* — биомедицинская информация; *D* и *HSC* — комплект устройств регистрации БМИ и аппаратно-программный комплекс для рабочих мест ( $D_1$  и  $HSC_1$  — для врача-ортопеда/протезиста;  $D_2$  и  $HSC_2$  — для врача-терапевта/кардиолога/невропатолога/психотерапевта, при необходимости);  $DEV_{D1}$  — устройства ручного ввода информации;  $DEV_{D2}$  — устройство голосового ввода информации;  $DEV_q$  — устройства вывода информации;  $DPY$  — устройство отображения информации; *G* — блок питания; *M* — память; *P* — процессор; *PC* — персональный компьютер; *TS* — разделительный сетевой трансформатор.

Типы питания и типы каналов передачи информации с первичных преобразователей измерительных средств, указанные на рис. 2, выбраны исходя, во-первых, из требований обеспечения электробезопасности пациента при регистрации данных, во-вторых — из стремления к увеличению комфортности обследования для пациента и удобства его проведения для специалиста.

Из промышленно изготавливаемых комплектов протеза нижней конечности наиболее влияющими на результаты протезирования и наиболее сложными для персонифицированного выбора являются голенистоопный модуль (искусственная стопа), коленный и тазобедренный. Каждому из этих типов модулей будет соответствовать свой набор характеристик  $V_i$ . Например, характеристиками, учитываемыми при выборе голенистоопного модуля, будут: профиль стопы (низкий/нормальный); подвижность в определенных плоскостях и возможность ее регулировки; наличие функции микропроцессорного управления движением; уровень демпфирования переднего толчка и возможность его регулирования; упругость заднего толчка и возможность ее регулирования; уровень рекуперации энергии; рекомендуемый режим эксплуатации модуля (при обычной жизнедеятельности, для плавания

и пр.) и др. Кроме того, пациентом могут быть предъявлены персональные требования к эстетическим характеристикам протезного модуля, в частности, к цвету оболочки искусственной стопы, рельефу ее носка (например, отдельный большой палец или слитный с остальными).

Все эти характеристики должны быть отражены для каждой модели протезных модулей в электронном глобальном каталоге (с продукцией отечественных и зарубежных производителей), чтобы их можно было идентифицировать по принятой системе критериев в процессе выбора для комплектации протеза пациенту. К сожалению, на данный момент такого каталога не существует, и его формирование является одной из обязательных задач создания технологии персонифицированного синтеза протеза.

### Правила выбора моделей комплектующих для синтеза модульного протеза

Правила выбора моделей основных функциональных модулей для комплектации протеза заключаются в следующем.

Согласно предлагаемому алгоритму выбора комплектующих, сначала для протезируемого пациента необходимо определить оценки множества основных факторов (*P*). Затем по их значениям должны с помощью специализированного программного обеспечения (ПО) с заложенными в него правилами принятия решения автоматически определиться: вид протеза по уровню ампутации и назначению (например, протез голени модульный для купания); состав модулей в протезе (например, голенистооп, коленный модуль и т. п.); группа продукции по возрастному делению (для детей/взрослых), размер искусственной стопы; класс продукции по классификационной системе производителя с учетом массы тела и уровня двигательной активности пациента. Затем значениями множества дополнительных факторов (*F*) с помощью того же ПО уточняются требования к множеству *V* характеристик протезных модулей: их конструкционному исполнению, функциональным свойствам, эксплуатационным характеристикам. Собственно, совокупность этих характеристик и будет являться системой критериев выбора моделей протезных модулей.

В глобальном электронном каталоге протезных модулей должна содержаться база данных (БД) моделей протезных модулей, представляющая в структурированном виде информацию об этой продукции, с кодами характеристик для каждой модели, отражающими ее место в системе критериев выбора при синтезе модульного протеза. Система управления базой данных электронного глобального каталога должна по-

звolyть проводить фильтрацию представленных в ней объектов на нескольких уровнях.

Первый уровень фильтрации должен осуществляться автоматически при подгрузке в ПО ИИС значений основных факторов ( $P$ ). В результате из исходной БД каталога моделей модулей должна автоматически сформироваться выборка БД<sub>р</sub>, включающая только те модели, которые соответствуют факторам  $P$ .

Второй уровень автофильтрации должен происходить при подгрузке в ПО значений дополнительных факторов ( $F$ ). Результатом фильтрации должно стать формирование из БД<sub>р</sub> новой выборки БД<sub>ф</sub> с моделями, релевантными требованиям к функциональным, конструкционным и эксплуатационным характеристикам протеза, т. е. к оценкам факторов  $F$ . Для реализации такого режима в ПО ИИС должна быть заложена модель принятия решения, основанная на совокупной экспертной базе знаний о требованиях к характеристикам протезных модулей при различных оценках каждого из факторов  $F$ . База знаний может быть представлена в матричной форме. Такая форма представления знаний лаконична и интуитивно понятна, что имеет большое значение для практических специалистов в области медицинской реабилитации (табл. 2, где  $s_1, \dots, s_k$  — показатели состояния структур организма;  $b_1, \dots, b_l$  — функций организма;  $d_1, \dots, d_m$  — активности и участия пациента;  $e_1, \dots, e_n$  — факторов окружающей среды; характеристики голеностопного  $x_{г1}, \dots, x_{гp}$ , коленного  $x_{к1}, \dots, x_{кq}$ , тазобедренного  $x_{т1}, \dots, x_{тр}$  протезных модулей).

В качестве примера в табл. 3 представлен фрагмент матричной модели для фильтрации моделей голеностопных модулей.

Обозначения в заголовках столбцов:  $b710$  — подвижность сустава и  $b715$  — стабильность сустава (КС — коленного, ТБС — тазобедренного);  $b7500$  — двигательный рефлекс растяжения,  $b7501$  — рефлекс на повреждающий стимул,  $b755$  — функция произвольной двигательной реакции,  $b7600$  — контроль простых произвольных движений,  $b7601$  — контроль сложных

произвольных движений,  $b7602$  — координация произвольных движений,  $b7603$  — опорные функции руки или ноги,  $b7650$  — произвольные сокращения мышц,  $b7653$  — стереотипные и двигательные персеверации; 0 — нет нарушений функции, 1 — легкие, 2 — умеренные, 3 — тяжелые, 4 — абсолютные.

Обозначения в заголовках строк:  $X_1$  — подвижность стопы при перекате (0 — отсутствует, 1 — только в сагиттальной плоскости, 2 — в сагиттальной и фронтальной плоскостях, 3 — в трех плоскостях);  $X_2$  — регулировка подвижности стопы (0 — невозможна, 1 — только в сагиттальной плоскости, 2 — в сагиттальной и фронтальной плоскостях, 3 — в трех плоскостях);  $X_3$  — микропроцессорное управление движением стопы (0 — отсутствует, 1 — имеется);  $X_4$  — демпфирование переднего толчка (1 — сниженное — «жесткая пятка», 2 — среднее, 3 — повышенное — «мягкая пятка», 4 — регулируемое);  $X_5$  — упругость заднего толчка (1 — низкая — «мягкий носок», 2 — средняя, 3 — повышенная — «жесткий носок», 4 — регулируемая);  $X_6$  — рекуперация энергии (1 — слабая, 2 — нормальная, 3 — повышенная).

Обозначения на пересечении строк и столбцов:  $N$  — не рекомендуется,  $A$  — допускается,  $R$  — рекомендуется.

Таким образом, после фильтрации второго уровня в БД<sub>ф</sub> должны остаться только модели с оценками  $R$  — рекомендуется и  $A$  — допускается по каждому из критериев, учитываемых в базе знаний.

На третьем уровне фильтрации должен быть организован режим анализа совместимости моделей модулей по типам дистального и проксимального соединения их в едином протезе. Модель удаляется из БД<sub>ф</sub>, если отсутствуют совместимые с ней модели нужного типа соединения для возможности объединения их как звеньев единой кинематической цепи протеза. Таким образом получается БД'<sub>ф</sub>.

Затем протезируемому предлагается указать приоритеты персональных требований к характеристикам модулей. Для организации этого

■ **Таблица 2.** Матричная форма представления базы знаний для выбора моделей функциональных модулей протеза по соответствию их характеристик  $X$  оценкам дополнительных факторов  $F$

■ **Table 2.** The matrix form of the knowledge base representation for the selection of functional modules of prosthesis models according to the correspondence of their characteristics  $X$  to the estimates of additional factors  $F$

X	F			
	$s_1, \dots, s_k$	$b_1, \dots, b_l$	$d_1, \dots, d_m$	$e_1, \dots, e_n$
	Область оценок факторов по шкале МКФ			
$x_{г1}, \dots, x_{гp}$	Область оценок соответствия между значениями факторов $F$ и характеристик $X$ (варианты оценок: не рекомендуется, допускается, рекомендуется)			
$x_{к1}, \dots, x_{кq}$				
$x_{т1}, \dots, x_{тр}$				

■ **Таблица 3.** Фрагмент базы знаний для фильтрации моделей голеностопных модулей с учетом состояния нейромышечных, скелетных и связанных с движением функций  
 ■ **Table 3.** Fragment of the knowledge base for selection models of ankle modules, taking into account the state of neuromusculoskeletal and movement-related functions

Функциональные характеристики искусственной стопы		Показатели и варианты оценок нейромышечных, скелетных и связанных с движением функций организма																													
		b710										b715										b7500, b7501, b755, b7600, b7601, b7602, b7603, b7650, b7653									
Обозначение	Варианты оценок	КС					ТБС					КС					ТБС														
		0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4					
X <sub>1</sub>	0	A	A	N	N	N						A	A	A	R	R											A	A	A	R	R
	1	A	R	R	R	R						A	A	A	N	N											A	A	A	A	A
	2	A	A	N	N	N						A	A	A	N	N											A	A	A	N	N
	3	A	A	N	N	N						A	A	A	N	N											A	A	A	N	N
X <sub>2</sub>	0	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N																				
	1	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A																				
	2	A	A	A	N	N	A	A	A	A	A																				
	3	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A																				
X <sub>3</sub>	0											A	A	A	A	R	A	A	A	A	R	A	A	A	R	R	A	A	A	R	R
	1											A	A	A	R	N	A	A	A	R	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N
X <sub>4</sub>	1	A	A	R	R	R						A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N
	2	A	A	A	A	A						A	A	A	A	N	A	A	A	A	N	A	A	A	A	N	A	A	A	A	N
	3	A	A	N	N	N						A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
	4	A	A	A	N	N						A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N
X <sub>5</sub>	1	A	A	N	N	N	A	A	R	R	R	R	R	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	R	R	A	N	N
	2	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A
	3	A	A	R	R	R	A	A	N	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	N	N	A	A	A	A	A
	4	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R	R
X <sub>6</sub>	1											A	A	A	R	R															
	2											A	A	A	N	N															
	3											A	A	A	N	N															

режима в ПО ИИС должен быть перечень допустимых для выбора пациентом характеристик (в основном эстетических) некоторых типов модулей. В результате моделям в БД<sub>Ф</sub> присваиваются оценки по критерию удовлетворенности пациента, например по пятибалльной шкале.

Если в выборке БД<sub>Ф</sub> окажется для какого-либо типа модулей более чем одна модель, тогда специалисту придется решать задачу многокритериальной оптимизации с иерархической критериальной структурой [15].

В последние годы для решения подобных задач наиболее часто в различных областях деятельности применяется метод анализа иерархий [16–18]. Преимуществом этого метода является то, что, в отличие от классических многокритериальных методов принятия решения, он представляет специалисту структурированный подход к оценке стратегий в условиях неопределенности и позволяет учитывать все факторы, которые имеют отношение к ситуации принятия решения — как объективные, так и субъективные. Однако ограничением применения этого метода для поставленной задачи выбора комплектующих протеза является большое количество альтернатив на трех уровнях иерархии (факторов, характеристик и объектов выбора), учитываемых в модели принятия решения. Более того, появились работы в области математических наук, в которых метод подвергается критике [19, 20]. Их автор утверждает, что ошибочным допущением в методе является то, что шкалы, в которых

риальных методов принятия решения, он представляет специалисту структурированный подход к оценке стратегий в условиях неопределенности и позволяет учитывать все факторы, которые имеют отношение к ситуации принятия решения — как объективные, так и субъективные. Однако ограничением применения этого метода для поставленной задачи выбора комплектующих протеза является большое количество альтернатив на трех уровнях иерархии (факторов, характеристик и объектов выбора), учитываемых в модели принятия решения. Более того, появились работы в области математических наук, в которых метод подвергается критике [19, 20]. Их автор утверждает, что ошибочным допущением в методе является то, что шкалы, в которых



осуществляется оценивание степеней предпочтения альтернатив по каждому из критериев, считаются автором метода иерархий (Т. Л. Saaty) не связанными между собой шкалами отношений, тогда как это допущение в свете математической теории измерений неправомерно.

Специалист может воспользоваться также и другими вариантами принятия решения исходя из ситуационной расстановки приоритетов. Таким решением может быть выбор модели, которая набрала большее количество баллов за соответствие ее характеристик рекомендациям, изложенным в базе знаний (см. табл. 2). Например, если какая-либо характеристика модели рекомендуется для имеющейся оценки фактора  $F$ , то ей присваивается 2 балла, а если только допускается — 1 балл (модели с nereкомендуемыми характеристиками отсутствуют в БД $_F$  — удалены из нее при фильтрации). Полученные для каждой характеристики баллы складываются. В ПО ИИС должен быть обеспечен режим автоматического выполнения такого расчета. Другим вариантом решения является выбор наиболее дешевой модели из представленных в БД $_F$ , т. е. из рекомендуемых и допускаемых для комплектации протеза при полученных оценках факторов  $F$ .

Также в ПО ИИС для персонифицированного выбора протезных модулей целесообразно организовать режим виртуальной сборки протеза в виде отображения на экране условного изображения выбранных моделей, соединенных между собой в единую конструкцию.

## Заключение

Использование возможностей компьютерных технологий для обеспечения обоснованного персонифицированного выбора моделей основных функциональных модулей протеза является необходимым условием для повышения уровня реабилитации людей с ампутационными дефектами нижних конечностей и качества их жизни.

Автоматизация процесса обследования протезируемого и процедуры выбора комплектующих позволит избежать проблем увеличения временных затрат специалистов мультидисциплинарной реабилитационной бригады на регистрацию, обработку и анализ того большого объема БМИ, который необходим для повышения качества выбора комплектующих протеза в соответствии с предложенной технологией персонифицированного синтеза модульного протеза. Более того, такое увеличение трудовых и технических (оснащение рабочих мест информационно-измерительным оборудованием) ресурсов на этапе начала протезирования — при комплектации протеза — снизит риск ошибок протезирования, устранение которых в отдаленные сроки значительно сложнее в организационном плане и более затратно в экономическом.

Результаты работы являются шагом по пути создания технологии компьютеризированного многокритериального выбора комплектующих модульного протеза нижней конечности с учетом персональных потребностей и функциональных возможностей пациента.

## Литература

1. Ziegler-Graham K., MacKenzie E., Ephraim P., Travison T., Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 2008, vol. 89, no. 3, pp. 422–429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005
2. Классификационная система MOBIS. <https://www.ottobock.ru/prosthetics/info-for-new-amputees/mobis-system> (дата обращения: 03.09.2021).
3. Модули и узлы протезов голени для взрослых. <https://www.energia.ru/ru/conversion/prosthetic/pnk/pnk-02.html> (дата обращения 03.09.2021).
4. Sansam K., Neumann V., O'Connor R., Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Rehabil Med.*, 2009, vol. 41, no. 8, pp. 593–603. doi:10.2340/16501977-0393
5. Kahle J., Highsmith M., Schaepper H., Johannesson A., Orendurff M., Kaufman K. Predicting walking ability following lower limb amputation: an updated systematic literature review. *Technol Innov.*, 2016, vol. 18, no. 2-3, pp. 125–137. doi:10.21300/18.2-3.2016.125
6. Gailey R. S. Predictive outcome measures versus functional outcome measures in the lower limb amputee. *J. P. O.*, 2006, vol. 18, pp. 51–60. doi.org/10.1097/00008526-200601001-00006
7. Gailey R. S., Roach K. E., Applegate E. B., Cho B., Cunniffe B., Licht S., Maguire M., Nash M. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2002, vol. 83, no. 5, pp. 613–627. doi:10.1053/ampr.2002.32309
8. Васильченко Е. М., Хохлова О. И., Карапетян К. К., Денисова Я. А. К вопросу выбора технических средств реабилитации для инвалидов с утратой нижней конечности. *Материалы IV Междунар. конгр. «Современные технологии и оборудование для медицинской реабилитации, санаторно-курортного лечения и спортивной медицины» VITA REHAB WEEK.*, Екатеринбург, 13–14 октября. 2020 г.; Челябинск, Уральская академия, 2020, с. 22–26. [https://uralgufk.ru/sites/default/files/news/files/2020\\_kongress\\_0.pdf](https://uralgufk.ru/sites/default/files/news/files/2020_kongress_0.pdf) (дата обращения: 03.09.2021).
9. Colombo G., Facoetti G., Rizzi C. A digital patient for computer-aided prosthesis design. *Interface Focus*,

- 2013, vol. 3, no. 2, Article 20120082. doi:10.1098/rsfs.2012.0082
10. Colombo G., Cabbiadini S., Regazzoni D., Rizzi C. Design procedure and rules to configure lower limb prosthesis. *Proceedings of the ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE*, 2011 August 28–31, 2011, Washington, DC, US, vol. 2, pp. 673–681. doi.org/10.1115/DETC2011-47651
  11. Smirnova L. M., Makarov K. M., Skrebenkov E. A., Monakhova M. I. A web app for personalized assembly of lower-limb modular prostheses. *Biomedical Engineering*, 2021, vol. 55, no. 2, pp. 134–138. doi:10.1007/s10527-021-10087-x
  12. ICF based documentation form. <http://www.icf-core-sets.org/e№/page1.php> (дата обращения: 03.09.2021).
  13. Rauch A., Cieza A., Stucki G. How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med.*, 2008, vol. 44, no. 3, pp. 329–342. [https://www.researchgate.net/publication/23229007\\_How\\_to\\_apply\\_the\\_International\\_Classification\\_of\\_Functioning\\_Disability\\_and\\_Health\\_ICF\\_for\\_rehabilitation\\_management\\_in\\_clinical\\_practice](https://www.researchgate.net/publication/23229007_How_to_apply_the_International_Classification_of_Functioning_Disability_and_Health_ICF_for_rehabilitation_management_in_clinical_practice) (дата обращения: 03.09.2021).
  14. Шошмин А. В., Пономаренко Г. Н., Бесстрашнова Я. К., Черкашина И. В. Применение Международной классификации функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья для оценки эффективности реабилитации: методология, практика, результаты. *Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры*, 2016, № 6, с. 12–20. doi:10.17116/kurort2016612-20
  15. Smirnova L. M., Skrebenkov E. A. Software implementation of the analytic hierarchy process method to justify the plan of biomechanical examination of patients with a prosthesis. *International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON 2019)*, 2019, pp. 631–635. doi:10.1109/SIBIRCON48586.2019.8958321
  16. Saaty T. L. *The analytic hierarchy process*. N.Y., McGraw Hill, 1980. 288 p.
  17. Saaty T. L. Decision making with the analytic hierarchy process. *Int. J. Services Sciences*, 2008, vol. 1, no. 1, pp. 83–98.
  18. Vaidia J. S., Kumar S. Analytic hierarchy process: an overview of applications. *European Journal of Operational Research*, 2006. vol. 168, pp. 1–29.
  19. Подиновский В. В., Подиновская О. В. О некорректности метода анализа иерархий. *Проблемы управления*, 2011, вып. 1, с. 8–13. <https://cyberleninka.ru/article/n/o-nekorrektnosti-metoda-analiza-ierarhiy/viewer> (дата обращения: 03.09.2021).
  20. Подиновский В. В. *Основные направления развития теории важности критериев в многокритериальных задачах принятия решений*. Сб. тр. «Современные проблемы информатизации в экономике и обеспечении безопасности»/под ред. О. Я. Кравцова. Воронеж, Научная книга, 2009. Вып. 14. С. 72–74.

UDC 004.9; 616-71; 617.58-77; 615.471  
doi:10.31799/1684-8853-2021-6-64-74

#### Methodology and information-measuring system for personalized synthesis of lower limb prostheses

L. M. Smirnova<sup>a,b</sup>, Dr. Sc., Tech., Associate Professor, [orcid.org/0000-0003-4373-9342](https://orcid.org/0000-0003-4373-9342), [info@diaserv.ru](mailto:info@diaserv.ru)

G. N. Ponomarenko<sup>b,c</sup>, Dr. Sc., Med., Professor, [orcid.org/0000-0001-7853-4473](https://orcid.org/0000-0001-7853-4473)

V. G. Suslyayev<sup>b</sup>, PhD, Med., Leading Researcher, [orcid.org/0000-0003-0651-5497](https://orcid.org/0000-0003-0651-5497)

<sup>a</sup>Saint-Petersburg Electrotechnical University «LETI», 5, Professor Popov St., 197376, Saint-Petersburg, Russian Federation

<sup>b</sup>Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G. A. Albrecht, 50, Bestuzhevskaya St., 195067, Saint-Petersburg, Russian Federation

<sup>c</sup>North-Western State Medical University named after I. I. Mechnikov, 41, Kirochnaya St., 191015, Saint-Petersburg, Russian Federation

**Introduction:** One of the methods for managing the quality of prosthetics is optimizing the composition of a modular prosthesis components. Mistakes in choosing models for functional modules of a prosthesis lead to a limited realization of the patient's potential capabilities, or to the choice of expensive highly functional models whose potential cannot be fully realized with the given body system disabilities. One of the most effective ways to solve this problem is to use the computer technology capabilities. **Purpose:** Substantiation of the methodology for the development of an innovative computer technology for personalized synthesis of a lower-limb prosthesis, including the development of the structure of an information-measuring system for its implementation. **Methods:** Analysis, synthesis, analogy; expert survey; analytic hierarchy process (Saaty method). The conceptual language of the International Classification of Functioning, Disability and Health was used to describe the factors influencing the requirements for the characteristics of prosthetic modules. **Results:** In order to choose models for prosthetic modules, we should use an extended system of factors, including both the basic factors associated with the purpose of the products and indicated in the catalogs, and additional factors: impairment indicators of the body functions and structures, the capacity and performance of the patient's activity and participation, the presence of barriers and facilitators environmental factors in which the prosthesis is planned to be used. Taking this system of factors into account, a structural diagram of an information-measuring system for examining a prosthetic patient has been developed. To select the components for the prosthesis, we have substantiated the necessity of creating a global electronic catalog, combining structured information on the models of prosthetic modules supplied by various manufacturers. A matrix representation form is proposed for the knowledge base, reflecting

the rules for choosing models according to the correspondence of their characteristics to the estimates of the factors. The methodology of computerized selection of models from the electronic catalog has been substantiated. **Practical relevance:** The results of the work are a step towards the creation of a technology for a computerized multicriteria choice of components for a modular prosthesis, taking into account the personal needs and functional capabilities of the patient. The use of this technology will improve the patient's rehabilitation level and the quality of his or her life.

**Keywords** — information-measuring medical system, prosthesis synthesis, prosthesis quality control, multicriteria choice, knowledge base, medical rehabilitation.

**For citation:** Smirnova L. M., Ponomarenko G. N., Suslyayev V. G. Methodology and information-measuring system for personalized synthesis of lower limb prostheses. *Informatsionno-upravliaiushchie sistemy* [Information and Control Systems], 2021, no. 6, pp. 64–74 (In Russian). doi:10.31799/1684-8853-2021-6-64-74

## References

- Ziegler-Graham K., MacKenzie E., Ephraim P., Travison T., Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 2008, vol. 89, no. 3, pp. 422–429. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.005
- Klassifikatsionnaya sistema MOBIS* [MOBIS classification system]. Available at: <https://www.otobock.ru/prosthetics/info-for-new-amputees/mobis-system> (accessed 3 September 2021).
- Moduli i uzly protezov goleni dlya vzroslykh* [Modules and assemblies of lower leg prostheses for adults]. Available at: <https://www.energia.ru/ru/conversion/prosthetic/pnk/pnk-02.html> (accessed 3 September 2021).
- Sansam K., Neumann V., O'Connor R., Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *Rehabil Med.*, 2009, vol. 41, no. 8, pp. 593–603. doi:10.2340/16501977-0393
- Kahle J., Highsmith M., Schaepper H., Johannesson A., Orendurff M., Kaufman K. Predicting walking ability following lower limb amputation: an updated systematic literature review. *Technol Innov.*, 2016, vol. 18, no. 2–3, pp. 125–137. doi:10.21300/18.2-3.2016.125
- Gailey R. S. Predictive outcome measures versus functional outcome measures in the lower limb amputee. *J. P. O.*, 2006, vol. 18, pp. 51–60. doi.org/10.1097/00008526-200601001-00006
- Gailey R. S., Roach K. E., Applegate E. B., Cho B., Cunniffe B., Licht S., Maguire M., Nash M. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2002, vol. 83, no. 5, pp. 613–627. doi:10.1053/ampr.2002.32309
- Vasil'chenko E. M., Khokhlova O. I., Karapetyan K. K., Denisova Ya. A. On the issue of choosing technical means of rehabilitation for people with disabilities with the loss of a lower limb. *Proceedings of the IV Int. Congr. "Modern technologies and equipment for medical rehabilitation, sanatorium treatment and sports medicine" VITA REHAB WEEK*, Ekaterinburg, October 13–14, 2020, Chelyabinsk, Ural'skaya akademiya Publ., 2020, pp. 22–26. Available at: [https://uralgufk.ru/sites/default/files/news/files/2020\\_kongress\\_0.pdf](https://uralgufk.ru/sites/default/files/news/files/2020_kongress_0.pdf) (accessed 3 September 2021) (In Russian).
- Colombo G., Facoetti G., Rizzi C. A digital patient for computer-aided prosthesis design. *Interface Focus*, 2013, vol. 3, no. 2, Article 20120082. doi:10.1098/rsfs.2012.0082
- Colombo G., Cabbiadini S., Regazzoni D., Rizzi C. Design procedure and rules to configure lower limb prosthesis. *Proceedings of the ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference IDETC/CIE*, 2011 August 28–31, 2011, Washington, DC, US, vol. 2, pp. 673–681. doi.org/10.1115/DETC2011-47651
- Smirnova L. M., Makarov K. M., Skrebenkov E. A., Monakhova M. I. A web app for personalized assembly of lower-limb modular prostheses. *Biomedical Engineering*, 2021, vol. 55, no. 2, pp. 134–138. doi:10.1007/s10527-021-10087-x
- ICF based documentation form*. <http://www.icf-core-sets.org/e№/page1.php> (accessed 3 September 2021).
- Rauch A., Cieza A., Stucki G. How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med.*, 2008, vol. 44, no. 3, pp. 329–342. [https://www.researchgate.net/publication/23229007\\_How\\_to\\_apply\\_the\\_International\\_Classification\\_of\\_Functioning\\_Disability\\_and\\_Health\\_ICF\\_for\\_rehabilitation\\_management\\_in\\_clinical\\_practice](https://www.researchgate.net/publication/23229007_How_to_apply_the_International_Classification_of_Functioning_Disability_and_Health_ICF_for_rehabilitation_management_in_clinical_practice) (accessed 3 September 2021).
- Shoshmin A. V., Ponomarenko G. N., Besstrashnova Ya. K., Cherkashina I. V. The application of the International classification of functioning, disability and health for the evaluation of the effectiveness of rehabilitation: methodology, practical experience, results. *Voprosy kurortologii, fizioterapii i lechebnoi fizicheskoi kul'tury*, 2016, no. 6, pp. 12–20. doi: 10.17116/kurort2016612-20 (In Russian).
- Smirnova L. M., Skrebenkov E. A. Software implementation of the analytic hierarchy process method to justify the plan of biomechanical examination of patients with a prosthesis. *International Multi-Conference on Engineering, Computer and Information Sciences (SIBIRCON 2019)*, 2019, pp. 631–635. doi:10.1109/SIBIRCON48586.2019.8958321
- Saaty T. L. *The analytic hierarchy process*. N.Y., McGraw Hill, 1980. 288 p.
- Saaty T. L. Decision making with the analytic hierarchy process. *Int. J. Services Sciences*, 2008, vol. 1, no. 1, pp. 83–98.
- Vaidia J. S., Kumar S. Analytic hierarchy process: an overview of applications. *European Journal of Operational Research*, 2006, vol. 168, pp. 1–29.
- Podinovskii V. V., Podinovskaya O. V. On the incorrectness of the hierarchy analysis method. *Control Sciences*, 2011, no. 1, pp. 8–13. Available at: <https://cyberleninka.ru/article/n/o-nekorrektnosti-metoda-analiza-ierarhiy/viewer> (accessed 3 September 2021) (In Russian).
- Podinovskii V. V. *Osnovnye napravleniya razvitiya teorii vazhnosti kriteriev v mnogokriterial'nykh zadachah prinyatiya reshenij* [The main development directions for the criteria-importance-theory in multicriteria decision-making tasks. In: Collection of works "Modern problems of informatization in economics and security"]. Eds. O. J. Kravtsov. Voronezh, Nauchnaya kniga Publ., 2009. Iss. 14. Pp. 72–74 (In Russian).