

DOI 10.15826/urej.2022.6.4.005

УДК 62-5

## Кинематическая модель вращающегося ложа открытой реанимационной системы

Т. Г. Кормин<sup>1</sup>, О. О. Подоляк<sup>1</sup>✉, В. А. Овчинникова<sup>1</sup>,  
А. В. Корежатов<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина, Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32

<sup>2</sup> АО «ПО «Уральский оптико-механический завод» имени Э. С. Яламова», Россия, 620100, г. Екатеринбург, ул. Восточная, 33б

✉ eltcha@mail.ru

### Аннотация

Статья посвящена разработке кинематической модели вращающегося ложа открытой реанимационной системы, идея которой является результатом мониторинга эксплуатации высокотехнологичного оборудования производственного назначения – реанимационного стола для новорожденных. На основе классификации рисков, возникающих при использовании данного вида оборудования, а также исследования процесса использования его в практике медицинских учреждений, выделен ключевой актуальный риск – опирание медицинского персонала на реанимационный стол в процессе проведения манипуляций, который может привести к фатальным последствиям для пациента. Поставлена задача оценки надежности реанимационного стола с целью исключения риска, связанного с действиями персонала, которые являются объективными, и перенос фактора возникновения риска непосредственно на само медицинское оборудование. Для решения поставленной задачи разработана кинематическая модель вращающегося ложа, позволяющая точно определить проблемную зону конструкции, оценить используемый материал, скорректировать конфигурацию конструкции медицинского оборудования с учетом специфических условий его эксплуатации. В результате спроектирована кинематическая модель вращающегося ложа открытой реанимационной системы, которая является неотъемлемой частью цифровой модели оборудования.

### Ключевые слова

кинематическая модель, надежность, оптимизация, открытая реанимационная система

### Для цитирования

Кормин Т. Г., Подоляк О. О., Овчинникова В. А., Корежатов А. В. Кинематическая модель вращающегося ложа открытой реанимационной системы. *Ural Radio Engineering Journal*. 2022;6(4):428–443. DOI: 10.15826/urej.2022.6.4.005.

© Кормин Т. Г., Подоляк О. О., Овчинникова В. А., Корежатов А. В., 2022

## Kinematic Model of Rotating Bed of Open Resuscitation System

T. G. Kormin<sup>1</sup>, O. O. Podoliak<sup>1</sup>✉, V. A. Ovchinnikova<sup>1</sup>,  
A. V. Korejatov<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ural Federal University named after first President of Russia B. N. Yeltsin, 32 Mira Str., Yekaterinburg, 620002, Russia

<sup>2</sup> Joint Stock Company “Production Association “Urals Optical & Mechanical Plant” named after Mr. E. S. Yalamov”, 33 B Vostochnaya Str., Yekaterinburg, 620100, Russia

✉ eltcha@mail.ru

### Abstract

The article is devoted to the development of the open resuscitation system rotating bed kinematic model, the idea of which is the result of monitoring the operation of high-tech industrial equipment – a resuscitation table for newborns. Based on the risks’ classification arising from the use of this equipment type, as well as its use process study in the medical institutions practice, a key current risk is identified as the setting of medical personnel against the resuscitation table during manipulation, which may lead to fatal consequences for the patient. The task is to assess the reliability of the resuscitation table in order to eliminate the risk associated with the actions of the personnel, which are objective, and transfer the risk factor directly to the medical equipment itself. To solve the problem, a kinematic model of a rotating bed has been developed, which allows the personnel to determine the problem area of the structure accurately, assess the material used, and adjust the configuration of the structure of medical equipment taking into account the specific conditions of its operation. As a result, the kinematic model of the rotating bed of the open resuscitation system, which is an integral part of the digital model of equipment, is designed.

### Keywords

kinematic model, reliability, optimization, open resuscitation system

### For citation

Kormin T. G., Podoliak O. O., Ovchinnikova V. A., Korejatov A. V. Kinematic Model of Rotating Bed of Open Resuscitation System. *Ural Radio Engineering Journal*. 2022;6(4):428–443. (In Russ.) DOI: 10.15826/urej.2022.6.4.005.

### Введение

Медицинская техника в современном мире позволяет повысить уровень жизни и обеспечить снижение смертности пациентов, открытая реанимационная система для новорожденных детей является одним из таких примеров. Обеспечение высокого уровня медицинского обслуживания, в том числе для новорожденных, является одной из базовых задач современного общества.

Учитывая потребность в разработке высокотехнологичных продуктов, удовлетворяющих растущим требованиям заказчика по стилю, качеству, комфорту, безопасности, подталкивает производителей оригинального оборудования работать над целостным цифровым подходом от концепции до финального образца: при разработке сложной технологичной продукции в сложившихся условиях высокой конкуренции на рынке необходим комплексный подход, с учетом всех стадий жизненного цикла продукции. При этом цифровизация процесса разработки требует формирования блока исходной информации, необходимой для формирования качественной цифровой модели, с учетом не только заявленных заказчиком параметров, но и учитывающей все условия эксплуатации (риски) [1].

Цифровая модель позволяет не только разработать (изменить) конструкцию изделия в кратчайшие сроки, но и осуществить проверку надежности конструкции в проблемном месте, представляющем собой источник риска, без выполнения дорогостоящих натуральных экспериментов. Кроме того, цифровая модель позволяет моделировать разнообразные нагрузки при эксплуатации оборудования, оценивать варианты применяемых конструктивных решений и материалов.

Для процесса идентификации риска применима традиционная схема процесса контроля:

- входной контроль;
- контроль процесса эксплуатации / статистика отказов и поломок, отзывы эксплуатантов [2].

Проанализированы возможные риски при использовании медицинского оборудования в лечебном учреждении, которые соответствуют наиболее часто встречающимся [3]. Выделены четыре области риска:

- риски пациента;
- риск, связанный с конструкцией прибора;
- риск, связанный с самим прибором. Риск, исходящий от самого изделия, связан с предусмотренным действием медоборудования (например, использование электричества), с его комплектацией или конструктивными особенностями (связан с износом или поломкой медицинского изделия, вследствие чего он может демонстрировать неверные результаты измерений, отказ в работе). Эти риски влекут за собой расходы на метрологический контроль и проверку стабильности;
- риски, связанные со спецификой эксплуатации прибора (оборудования). Источником является врач, средний медперсонал.

Для этой категории пользователей критически важным является инструктаж по принципам действия и обслуживанию изделия медицинской техники.

Собранная информационная база по данному вопросу дает возможность выявить слабые места конкретного оборудования и учитывать соответствующие требования при конструировании оборудования.

Для анализа были выбраны системы «ОПС-BONO» (АО ПО «УОМЗ») и реанимационный комплекс Giraffe Warmer как наиболее востребованные на рынке.

Системы «ОПС-BONO» и Giraffe Warmer предназначены для проведения реанимационных мероприятий, лечения и выхаживания новорожденных, в том числе недоношенных, в родильных домах, отделениях патологии, палатах интенсивной терапии и реанимации.

Рассматриваемый прибор «ОПС-BONO» (АО ПО «УОМЗ») эксплуатируется с применением энергосилы, имеет соединительные подвижные элементы. Как было выявлено в ходе анализа условий эксплуатации открытого реанимационного оборудования, существует ключевой риск появления чрезмерных нагрузок на поворотные элементы конструкции, что требует дополнительного анализа и внесения изменений в процессе проектирования новой модели.

Данный риск идентифицируется как персональный (критичный для пациента), который может:

- недополучить необходимую манипуляцию в полном объеме;
- пострадать вследствие выхода из строя оборудования, что повлияет на здоровье пациента (в нашем случае – новорожденного ребенка).

Персональный риск является пассивным: пациент не может повлиять на его возникновение.

Также данный риск можно охарактеризовать как пользовательский (операционный или операторский). Несмотря на наличие правил эксплуатации, данный риск является актуальным для рассматриваемого оборудования – **открытой реанимационной системы** для новорожденных (ОРС) – неонатального оборудования для интенсивной терапии, хирургических манипуляций и терапевтических процедур.

Необходимо отметить, что данное оборудование используется в отделениях патологии, палатах интенсивной терапии и реанимации. Особенность эксплуатации подобного оборудования в заявленных помещениях заключается в необходимости работы в стесненных условиях (размер операционных, палат ограничен, палаты рассчитаны на двух и более пациентов [4]); не-

обходимости обеспечения одновременного доступа нескольких специалистов (раскладывающиеся борта); высокими требованиями к функционалу (создание микроклимата, возможность размещения/крепления дополнительного оборудования) [5]. Практика показала, что достаточно частой проблемой является повреждение реанимационного стола при его повороте.

Перед производителями поставлена задача создания усовершенствованной версии оборудования, отвечающего всем требованиям надежности и безотказности оборудования. Наилучшим решением оказания медицинской помощи будет оборудование позволяющее выполнять успешные манипуляции для оказания первой помощи в стесненных условиях при минимальной травмоопасности как пациента, так и медперсонала.

В связи с высоким риском опоры медперсонала на стол при выполнении манипуляций необходимо при разработке учесть риск его повреждения или получения травмы как пациентом, так и медперсоналом. Для превентивного устранения разрушений реанимационного стола в процессе эксплуатации необходимо учитывать механизм воздействия на него внешних факторов (в том числе приложенной извне силы), сформировать кинематическую модель вращающегося ложа открытой реанимационной системы, на основе которой изучить прочностные характеристики поворотного стола открытого реанимационного центра.

Кинематическая модель объекта широко применима при проектировании сложных конструкций [6–8], так как является универсальным и базовым инструментом инженерного анализа, однако при выполнении конкретного проекта необходимо учитывать особенности конструкции, требований, материалов и ряда других факторов.

### **Исходные данные и методология**

Для оценки надежности систем была смоделирована ситуация, при которой человек при выполнении медицинских манипуляций (реанимационных действий) наклонился на повернутый стол. Конструкция реанимационного стола с поворотным столом имеет особенность – точка опоры, которая остается статичной при изменении положения стола в пространстве (повороте), что приводит к возрастанию нагрузки на изгиб стола. Целью исследования является улучшение параметров надежности технического оборудования поворотного ложа с учетом эксплуатационных показателей. Исследования необходимы в связи с особенностью эксплуатации, описанной выше. Ситуация, когда вес врача полностью переносится на стол, не рассматривается, так как оборудование для этого не предназначено.

При выполнении расчетов исходными данными для расчета нагрузки являлись среднестатистические параметры человека. Согласно исследованию, проведенному в Центральном НИИ организации и информатизации здравоохранения (ЦНИИОИЗ) Минздрава России при поддержке Российского научного фонда для России, средняя длина тела молодого взрослого населения составляет 176–177 см для мужчин и 165 см для женщин. Для расчетов приняты средние значения параметров антропологического типа мужчины с ростом 177 см и весом в 80 кг.

Высоту стола примем равную 900 мм, что соответствует как параметрам исследуемых объектов, так и большинству представленных на рынке аналогов. Необходимо отметить, что, чем меньше это значение, тем больше нагрузка на край поворотного стола. Также необходимо допущением является жесткая фиксация самого аппарата в пространстве. Большинство представленных на рынке реанимационных столов являются мобильными, но оборудованными системами иммобилизации.

Объектом исследования, как было отмечено выше, является элемент конструкции открытый реанимационный комплекс, который может быть изготовлен из любого материала, отличаться большим многообразием формы, на него могут действовать различные нагрузки. Учитывая большое количество вариаций подбора форм и материалов, необходимо модельное представление изделия с учетом наиболее значимых факторов.

Механизм повреждения стола базируется на кинематике твердого тела [9; 10].

### Структура кинематической модели

Учитывая особенности конструкции и особенности эксплуатации открытых реанимационных столов, необходимо спроектировать кинематическую схему (рис. 1).

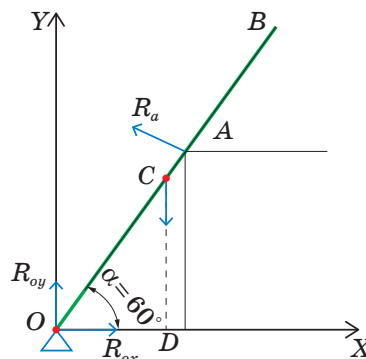


Рис. 1. Схема проложенных усилий

Fig. 1. Diagram of laid forces

Для дальнейшего расчета необходимо задать параметры, такие как рост человека, угол наклона и т. д. Рост человека ( $OB$ ), как было отмечено выше, принимаем на уровне 177 см (или 1,77 м), угол наклона –  $\alpha = 60^\circ$ . Центр тяжести человека находится в точке  $C$ .

Расчет силы тяжести, действующей на человека произведен по формуле:

$$G = m \cdot g = 80 \text{ кг} \cdot 9.8 \frac{\text{М}}{\text{с}^2} = 784 \text{ Н} \quad (1)$$

и составляет 784 Н.

В точке  $O$  прикладывается сила неизвестная по модулю, имеющая направление  $R_o$ . Далее данную силу необходимо разложить на две составляющие  $R_{oy}$  и  $R_{ox}$ . В точке  $A$  человек опирается на стол. В таком случае  $R_a$  должна быть перпендикулярна линии  $OB$ . Сила тяжести вместе с реактивными силами представляет уравновешенную систему сил. Таким образом, необходимо составить три независимых уравнения равновесия.

Были составлены два уравнения проекций и одно уравнение моментов. Начало координат расположим в точке  $O$ . Для получения релевантного результата оси  $X$  и  $Y$  должны быть направлены по неизвестным составляющим  $R_{oy}$  и  $R_{ox}$  силы реакции.

Следующим этапом необходимо спроецировать все силы на ось  $X$ , для чего используем формулу.

$$\sum F_{iX} = R_{ox} - R_a \cdot \cos(90 - \alpha) = 0.$$

Сила тяжести  $G$  и составляющая  $R_{oy}$  в уравнение не вошли, так как они перпендикулярны оси  $X$  и их проекции равны нулю. Проекция силы  $R_a$  взята со знаком «минус», так как направлена противоположную положительному направлению оси  $X$ .

Повторим тот же алгоритм для оси  $Y$ .

$$\sum F_{iY} = R_{oy} - G + R_a \cdot \cos \alpha = 0.$$

Проекция силы  $R_a$  взята со знаком «плюс», так как она совпадает с положительным направлением оси  $Y$ .

Для составления уравнения моментов в качестве центра моментов может быть выбрана любая точка плоскости, но для получения более простого уравнения следует воспользоваться следующей рекомендацией: в качестве центра моментов надо выбирать ту точку, через которую проходит большее число неизвестных сил. В таком случае уравнения неизвестных сил в уравнение моментов не войдут, так как их моменты окажутся равными нулю. На рис. 1 видно, что в качестве центра моментов следует взять точку  $O$ . Тогда третье уравнение будет иметь вид.

$$\sum M_A(\bar{F}_i) = G \cdot OD - R_a \cdot OA = 0. \quad (2)$$

$$OE = OC \cdot \cos 60 = \frac{OB}{2} \cdot \cos 60 = 0,4425 \text{ м.} \quad (3)$$

С учетом ранее определенных данных сформируем новое уравнение моментов.

$$\sum M_A(\bar{F}_i) = G \cdot \frac{OB}{2} \cdot \cos 60 - R_a \cdot OA = 0. \quad (4)$$

Момент силы тяжести взят с положительным знаком в силу того, что он направлен по часовой стрелке. Момент реакции  $R_B$  направлен против часовой стрелки, поэтому он взят со знаком «минус».

$$OA = \frac{0,9}{\sin 60} = 1,04 \text{ м.} \quad (5)$$

Расчет проведен по формуле.

$$R_a = G \cdot \frac{OD \cdot \cos 60}{2 \cdot OA} = 333,58 \text{ Н.} \quad (6)$$

Для проверки решения найдем силы  $R_{oy}$  и  $R_{ox}$ .  
Расчеты проведены по формулам.

$$R_{oy} = G - R_a \cdot \cos 60 = 617,21 \text{ Н.} \quad (7)$$

$$R_{ox} = R_a \cdot \cos 30 = 288,89 \text{ Н.} \quad (8)$$

Для проверки правильности решения воспользуемся уравнением моментов относительно точки С:

$$\sum M_C(\bar{F}_i) = R_{oy} \cdot OC \cdot \cos 60 - R_{ox} \cdot OC \cdot \sin 60 - R_a \cdot CA = 0. \quad (9)$$

Подставив числовые значения, получим:  $0 = 0$ . Задача решена правильно.

Для расчетов на изгиб стола будем использовать значение 333,58 Н.

В расчетах мы получили значение усилия на край стола равное 333,58 Н. Данный вариант нагрузки является наиболее опасным, так как плечо от оси вращения имеет максимальное значение. В ходе моделирования ситуации деформации стола OPC BONO в SolidWorks Simulation будем использовать указанное значение.

Представленная кинематическая схема позволяет оценивать на этапе конструкторской подготовки параметры разрабатываемого прибора в зависимости от эксплуатационной нагрузки на ложе, что является одним из основных параметров надежности системы в целом.



## Моделирование нагрузок в SolidWorks Simulation

Процесс выбора материалов более тесно связан с деятельностью по техническому (или инженерному) проектированию. Как следствие, подходы, принятые для выбора материалов, на сегодняшний день являются наиболее развитыми. Существует множество систематических методов, большинство из которых основано на числовых данных, а некоторые из них реализованы в виде компьютерных программных средств для согласования свойств материалов с требованиями технического проектирования. Существует также относительно легкий доступ к большому количеству подробной и поддающейся проверке технической информации (материалы и дизайн).

В процессе идентификации и оценки материалов инженерная группа может определить, что нет подходящих материалов, которые можно было бы рассмотреть для использования в продукте. В этой ситуации есть следующие варианты:

1. Измените дизайн элемента продукта.
2. Измените конструкцию продукта или узла, в котором непосредственно используется элемент продукта.
3. Изменить требования к дизайну продукта.
4. Изобрести новый материал.
5. Отменить продукт.

Крайне важно, чтобы проектные группы определяли, нет ли вариантов, как можно скорее в процессе проектирования, потому что это даст им возможность изменить дизайн или требования к дизайну элемента, когда это не требует больших затрат. Слишком долгое ожидание заставит инженерные группы задуматься либо о попытке изобрести новый материал, либо об отказе от продукта. Изобретение нового материала увеличивает стоимость и риски. Однако дополнительные затраты и риск могут быть оправданы, если имеется изобретение, обеспечивающее продукту конкурентное преимущество по сравнению с продуктами других компаний. Наконец, отмена продукта может быть нежелательной; однако предпочтительнее тратить время и деньги на разработку продукта, который не отвечает желаниям и потребностям клиента.

Конструктивные направления повышения надежности машин тесно связаны с технической диагностикой, включающей в себя разработку и применение методов получения и оценки диагностической информации, диагностических моделей и алгоритмов. Под задачей технической диагностики понимают процесс определения вида и интенсивности дефектов, степени работоспособности оборудования (ресурса) по результатам контроля состояния и контроля режима, на основе интерпретации инфор-

мации, полученной от информационно-измерительных средств или программных пакетов, предназначенных для решения инженерных задач (расчетов и симуляции физических процессов). Оптимизация конструктивных схем устройства – снижение числа составных частей и повышение вероятности их безотказной работы); выбор долговечных материалов деталей; обеспечение надлежащей конфигурации деталей (особенно в местах расположения канавок и надрезов с целью снижения концентрации напряжений при воздействии динамических и циклических нагрузок) и другие.

Проведенные размышления в области проектирования изделия приводят к направлениям исследовательской деятельности специальности «Методы и приборы контроля и диагностики материалов, изделий, веществ и природной среды»:

1. Разработка методологий прогнозирования работоспособности и остаточного ресурса изделий, направляющих оптимизацию методов, приборов, повышение надежности изделий.

2. Научное обоснование методов повышения надежности приборов в процессе проектирования, изготовления и эксплуатации на основе интеллектуального анализа данных.

3. Научное обоснование новых и совершенствование существующих методов, аппаратных средств и технологий контроля, диагностики материалов, изделий, способствующее повышению надежности изделий.

Проверка изделия на рассчитанную нагрузку производилось с использованием программного продукта SolidWorks Simulation. Вычисления были проведены на персональном компьютере с техническими характеристиками: Intel core i9-9880 CPU 2.30GHz, ОЗУ 16ГБ x64, видеокарта: Nvidia GeForce RTX 2080 with Max-Q Design. Для расчета использовалась часть стола, находящаяся на вращающемся шарнире. Материалом изделия является пластик ABS.

Расчет рассматривается при полном повороте стола, а нагрузка приложена к плоскости радиусом 80 мм.

Результатом расчетов стали три эпюры: статистических напряжений, перемещений, деформаций.

Эпюра напряжения построена на основе максимального напряжения по Мизесу. Наибольшие напряжения возникают точно в углах пластины рис. 2. Значение в данных точках равно  $5,859 \cdot 10^6$  Па.

Максимальный изгиб от приложенной нагрузки находится на самой тонкой части ложа и равно 1,98 мм (рис. 3, 4). Следовательно, основная деформация приходится на данный участок. Деформации в зоне крепления не происходит.

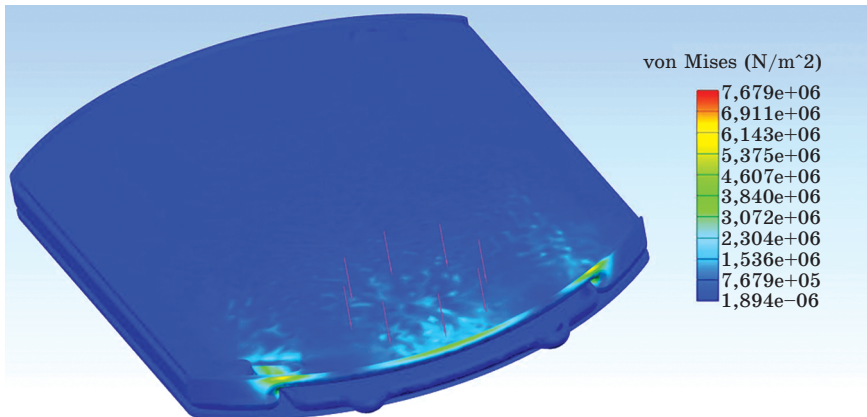


Рис. 2. Эпюра статистических напряжений

Fig. 2. Statistical stress diagram

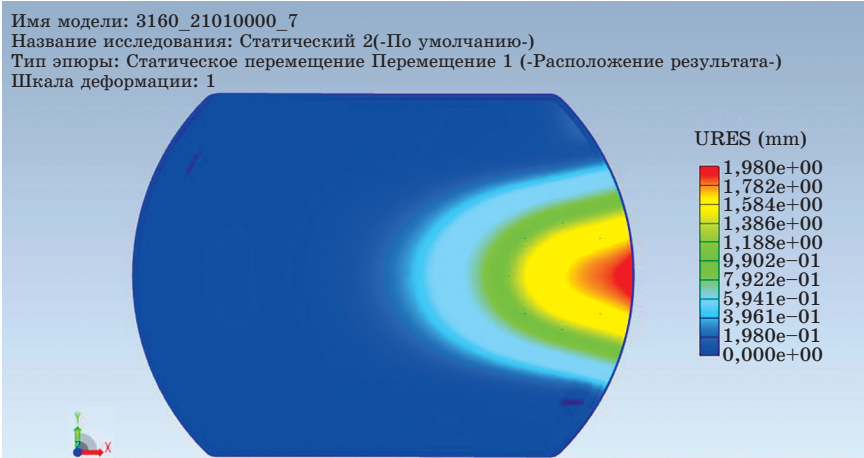


Рис. 3. Эпюра статистических перемещений

Fig. 3. Statistical movement diagram

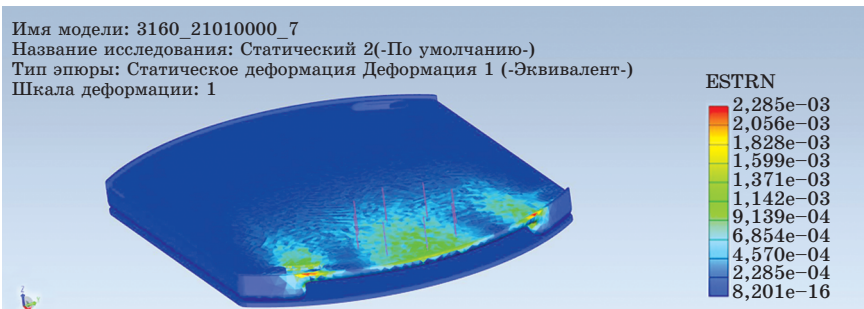


Рис. 4. Эпюра деформаций

Fig. 4. Deformation diagram

В решение OPC BONO выбранный материал проходит по допустимым нагрузкам, единственное мы можем заметить максимальные нагрузки на рис. 5, которые согласно, алгоритма можно избежать за счет незначительного изменения конструкции, сделав переход более плавным.

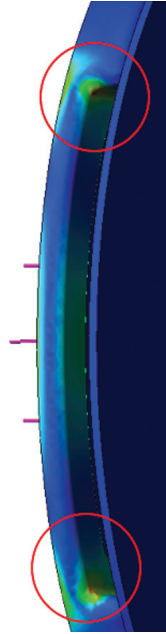


Рис. 5. Максимальные напряжения  
Fig. 5. Maximum voltages

В решение OPC BONO выбранный материал проходит по допустимым нагрузкам, однако, в ходе исследования были выявлены зоны максимальные нагрузки (на рис. 5 выделенные красным контуром). В ходе дальнейшей конструкторской доработки изделия подобных нагрузок можно избежать за счет незначительного изменения конструкции, сделав переход более плавным.

Если вариант с изменением конструкции был бы не возможен, то рассмотрения других материалов изготовления на предприятии, могло повлечь увеличение затрат на изготовление продукта. В отличие от точных наук, где обычно есть только одно правильное решение проблемы, выбора материалов или замены требуют одновременного рассмотрения противоречивых преимуществ и ограничений, которые требуют компромиссов.

Применяемый метод оценки надежности изделия и прочности материалов (с использованием программного обеспечения SOLIDWORKS) позволяет обеспечить высокую точность

получаемых расчетных данных, что подтверждается результатами независимой оценки<sup>1</sup>. Также необходимо отметить, что валидность результатов проектирования с применением ПО SOLIDWORKS сравнима с валидностью натуральных экспериментов, но при этом метод, описанный в статье, имеет ряд преимуществ. К таким преимуществам можно отнести высокую скорость получения результатов (так как при стендовом эксперименте необходим достаточно длительный период времени для получения точного результата); затраты при использовании программного обеспечения будут несравнимо ниже, чем при натуральных испытаниях (для получения точного результата необходимо создать стенд, произвести опытный образец для испытаний, необходимы сотрудники, проводящие эксперименты и т. д.); возможность получения данных о надежности конструкции еще на стадии проектирования (при современных тенденциях цифровизации производства становится одним из факторов повышения конкурентоспособности конечного продукта). Таким образом, мы можем говорить о высокой эффективности применения описанного метода для оценки надежности изделия, а также возможности его использования для других объектов с минимальными изменениями.

## Заключение

Рассмотрение различных ситуаций использования оборудования в сфере неонатальной медицины повышает надежность оборудования в критических ситуациях. Ситуации оказания первой помощи могут потребовать от врача нестандартных решений. Все эти решения должны быть проанализированы конструкторами в процессе проектирования оборудования, так как от них зависит долговечность работы оборудования. В ходе представленных в статье расчетов были выявлены особенности кинематической модели представленного реанимационного оборудования, что, в свою очередь, является основой для формирования цифровой модели изделия, обеспечивает его надежность и соответствие требованиям эксплуатации. Также необходимо отметить, что полученные результаты обладают высокой степенью универсальности и могут быть использованы для различного реанимационного оборудования, имеющего схожие параметры и конструктив.

<sup>1</sup> Отчет SOLIDWORKS Simulation 2019 Validation. <https://www.solidworks.com/sites/default/files/2019-04/VPCS-English2019.pdf>

## Благодарности

Настоящее исследование выполнено научно-конструкторским бюро гражданского приборостроения акционерного общества «Производственное объединение “Уральский оптико-механический завод” имени Э. С. Яламова» в рамках комплексного проекта «Модернизация и внедрение в промышленное производство линейки неонатальных медицинских изделий “BONO” с целью увеличения импортонезависимости».

## Acknowledgements

The current study is provided by the Joint Stock Company Production Association Ural Optical and Mechanical Plant named after Mr. E.S. Yalamov Civil Devices Research and Development Bureau in a framework of the following project: Modernization and industrial production integration of the BONO medical devices modelling line dedicated to the increase of import independency of the product line.

## Список литературы

1. Лепихин А. М., Махутов Н. А., Шокин Ю. И., Юрченко А. В. Концепция риск-анализа технических систем с использованием цифровых двойников. *Вычислительные технологии*. 2020;25(4):99–113. DOI: 10.25743/ICT.2020.25.4.009.
2. Трифонов Ю. В., Фомина Е. А. Принципы анализа отраслевых рисков предприятия. *Экономика и предпринимательство*. 2022;(11):673–676. DOI: 10.34925/EIP.2021.11.136.134.
3. Фрайтаг П. Управление рисками применительно к медицинскому оборудованию. *Гений ортопедии*. 2010;(3):155–158.
4. ГОСТ Р 51609-2000 «Изделия медицинские. Классификация в зависимости от потенциального риска применения. Общие требования».
5. Hooper S. B., Kitchen M. J., Polglase G. R., Roehr C. C. The physiology of neonatal resuscitation. *Current Opinion in Pediatrics*. 2018;30(2):187–191. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000590.
6. Пирожков Д. Н., Сорокин С. А., Гнездилов А. А. Определение конструктивных и кинематических характеристик вибрационного дозатора на основе гидродинамической модели сыпучего материала. *Вестник Алтайского государственного аграрного университета*. 2019;(1):152–158.
7. Притыкин Ф. Н., Небритов В. И. Задание модели кинематической цепи механизма руки антропоморфного робота. *Прикладная математика и фундаментальная информатика*. 2019;6(2):59–64.
8. Бабоченко Н. В. Кинематическая модель роботизированной шарнирно-стержневой стрелы. *Известия Волгоградского государственного технического университета*. 2022;(9):6–11.
9. Жачкин С. Ю., Пеньков Н. А., Краснова М. Н., Стрункин П. В. Кинематическая модель получения дисперсно-упрочненных композиционных материалов на металлической матрице. *Наука в центральной России*. 2021;(6):112–120. DOI: 10.35887/2305-2538-2021-6-112-120.
10. Махутов Н. А. *Прочность и безопасность: фундаментальные и прикладные исследования*. Новосибирск: Наука; 2008. 522 с.

## References

1. Lepikhin A.M., Makhutov N.A., Shokin Y.I., Yurchenko A.V. Analysis of risk concept for technical systems using digital twins. *Computing Technologies*. 2020;25(4):99–113. (In Russ.) DOI: 10.25743/ICT.2020.25.4.009.
2. Trifonov Y.V., Fomina E.A. Principles of analysis of industrial risks of enterprises. *Economics and Entrepreneurship*. 2022;(11):673–676. (In Russ.) DOI: 10.34925/EIP.2021.11.136.134.
3. Freitag P. Risk control with reference to medical equipment. *The Genius of Orthopedics*. 2010;(3):155–158. (In Russ.)
4. GOST R 51609-2000 “Medical products. Classification based on potential risk of use. General requirements”. (In Russ.)
5. Hooper S.B., Kitchen M.J., Polglase G.R., Roehr C.C. The physiology of neonatal resuscitation. *Current Opinion in Pediatrics*. 2018;30(2):187–191. DOI: 10.1097/MOP.0000000000000590.
6. Pirozhkov D.N., Sorokin S.A., Gnezdilov A.A. Determination of structural and kinematic characteristics of a vibration dispenser based on a hydrodynamic model of loose material. *Bulletin of Altai State Agrarian University*. 2019;(1):152–158. (In Russ.)
7. Pritykin F.N., Nebritov V.I. Setting a model of the kinematic chain of the arm mechanism of an anthropomorphic robot. *Applied Mathematics and Fundamental Computer Science*. 2019;6(2):59–64. (In Russ.)
8. Babochenko N.V. Kinematic model of a robotic articulated rod boom. *Izvestia of Volgograd State Technical University*. 2022;(9):6–11. (In Russ.)
9. Zhachkin S. Yu., Penkov N.A., Krasnova M.N., Strunkin P.V. Kinematic model of production of dispersed-hardened composite materials on a metal matrix. *Science in Central Russia*. 2021;(6):112–120. (In Russ.) DOI: 10.35887/2305-2538-2021-6-112-120.
10. Makhutov N.A. *Strength and safety: fundamental and applied research*. Novosibirsk: Nauka; 2008. 522 p. (In Russ.)

## Информация об авторах

**Подоляк Ольга Олеговна**, кандидат экономических наук, доцент кафедры организации машиностроительного производства, Институт новых материалов и технологий, Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия.

**Овчинникова Валентина Андреевна**, заместитель проректора по проектному обучению и дополнительному профессиональному образованию, Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия.

**Кормин Тимофей Григорьевич**, аспирант направления «Информатика и вычислительная техника», Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина, г. Екатеринбург, Россия.

**Корежатов Андрей Владимирович**, руководитель направления реанимационных и клиничко-диагностических медицинских изделий АО «Производственное объединение “Уральский оптико-механический завод” имени Э.С. Яламова», г. Екатеринбург, Россия.

## Information about the authors

**Olga O. Podoliak**, Candidate of Economic Sciences, Associate Professor, Engineering Production Organizations chair, Institute of New Materials and Technologies, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Ekaterinburg, Russia.

**Valentina A. Ovchinnikova**, Deputy Vice-rector of Project Training and Additional Professional Education, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Ekaterinburg, Russia.

**Timofey G. Kormin** Postgraduate Student in Computer Sciences, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin, Ekaterinburg, Russia.

**Andrey V. Korejatov**, Head of Resuscitation and Clinical Diagnostic Medical Devices, JSC “Production Association “Urals Optical and Mechanical Plant” named after E. S. Yalamov, Ekaterinburg, Russia.

Поступила / Received: 28.11.2022

Принята в печать / Accepted: 14.12.2022