

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ПЕРСОНИФИКАЦИИ СТЕНТИРОВАНИЯ И БАЛЛОННОЙ АНГИОПЛАСТИКИ

А.П. ЗАРЕЦКИЙ

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Московский физико-технический институт (Государственный университет)»,  
Институтский пер., 9, г. Долгопрудный, Московская область, Россия, 141700,  
тел. +7(916)932-51-86, e-mail: a.p.zaretskiy@gmail.com*

**Аннотация.** Важной практической задачей является персонализированный подбор характеристик и параметров внутрисосудистого каркаса для снижения травматизации внутренней оболочки артерии – интимы, что, в свою очередь, снижает вероятность ин-стенг рестеноза. Решение этой задачи достигается за счёт поэтапного расчёта биомеханической модели сосуда с его стенозированным участком и имплантируемого стента с учётом механических параметров и геометрических характеристик патологического и условно нормальных участков артерии.

В статье излагаются технологии и методы подбора геометрических характеристик стента, давления в баллоне, используемом для внутрисосудистой ангиопластики с учётом индивидуальных особенностей коронарной артерии пациента. В основе методов подбора лежат биомеханические модели интактных участков коронарных артерий, параметры которых были взяты из общедоступной справочной литературы. В качестве результатов исследования представлены данные, полученные при моделировании проведения стентирования и баллонной дилатации коронарных артерий. Выполнение описываемых в статье расчётов требует наличия компьютерных биомеханических моделей осесимметрично и не осесимметрично стенозированных интактных участков коронарных артерий, биомеханических моделей наиболее часто используемых стентов и дилатационных баллонных катетеров для интервенционных процедур на коронарных артериях.

**Ключевые слова:** стентирование коронарных артерий, экспертная оценка, конечно-элементное моделирование, персонализированная медицина.

BIOMECHANICAL PERSONALIZATION TECHNIQUES OF STENTING AND BALLOON DILATION OF CORONARY ARTERY

A.P. ZARETSKY

*Moscow Institute of Physics and Technology (State University)  
Institutskaa per., 9, Dolgoprudny, Moscow region, Russia, 141700, tel. + 7 (916) 932-51-86,  
e-mail: [a.p.zaretskiy@gmail.com](mailto:a.p.zaretskiy@gmail.com)*

**Abstract.** An important practical problem is a personalized selection of characteristics and parameters of intravascular frame to reduce traumatism of inner lining artery - the intima, which, in turn, reduces the instent restenosis. The solution of this problem is due to the phase calculation biomechanical model of the vessel with its stenosed area and implantable stent in accordance with the mechanical and geometric parameters of the pathophysiological characteristics and conditionally normal plots of the artery. The article presents the techniques and methods selection of the geometric characteristics of the stent, the pressure in the balloon used for intravascular angioplasty, taking into account the individual characteristics of the patient's coronary artery. The selection methods are based on biomechanical models of intact areas of the coronary arteries, the parameters were taken from the available references. As the study results are data obtained in simulation of balloon dilation and stenting of the coronary arteries.

The presented calculations require biomechanical computer models of axisymmetric and non-axisymmetric stenosed intact areas of the coronary arteries, as well as biomechanical models commonly used stents and dilatation balloon catheters for interventional procedures on coronary arteries.

**Key words:** coronary stenting, expert evaluation, finite element modeling, personalized medicine.

Коронарное стентирование на сегодняшний день занимает ведущее место в эндоваскулярном лечении больных с *ишемической болезнью сердца* (ИБС). Этот высокотехнологичный метод лечения характеризуется малой травматичностью и высокой эффективностью, а в ряде случаев служит прямой альтернативой традиционному хирургическому лечению. Однако, несмотря на значительный успех и широкое распространение, этому методу присущ ряд недостатков, основным из которых является процесс ресте-

**Библиографическая ссылка:**

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

нозирования в отдаленном периоде [1]. Длительное время наиболее распространенным эндоваскулярным способом лечения ин-стент рестенозов оставалась транслюминальная баллонная ангиопластика: в основе увеличения диаметра стентированного участка венечной артерии достигается за счёт перерастягивания стента и экструзии неоинтимальной ткани за его пределы [1].

Имплантация дополнительного эндопротеза для коррекции ин-стент рестеноза рассматривалась как малоперспективная из-за дополнительного стимулирующего действия на пролиферативные процессы, часто дающая лишь кратковременный позитивный эффект. Эти факты послужили причиной того, что значительные усилия исследователей были направлены на разработку методов профилактики рестенозов внутри стента, возникающих в результате гиперплазии неоинтимы [2]. Следовательно, профилактические воздействия, призванные купировать развитие рестеноза, должны быть направлены, прежде всего, на подавление пролиферации гладкомышечных клеток, то есть на снижение механического повреждения интимы в результате стентирования. С целью минимизации этой патологии проведены исследования в области биомеханического моделирования стенозированного сосуда, его коррекции методом стентирования [5, 6]. Результаты моделирования легли в основу изложенных ниже алгоритмов.

Существенными недостатками современных методов стентирования коронарных артерий являются недостаточная детализация состояния анатомического объекта (коронарных артерий) (его механических параметров и геометрических характеристик) и ограниченная информативность диагностических процедур. [7]

**Цель исследования** – персонифицированный подбор характеристик и параметров внутрисосудистого каркаса для снижения травматизации внутренней оболочки артерии – интимы, что, в свою очередь, снижает вероятность ин-стент рестеноза.

**Объекты, методы и средства исследования.** Решение поставленной задачи достигается за счёт поэтапного расчёта биомеханической модели сосуда с его стенозированным участком и имплантируемого стента с учётом механических параметров и геометрических характеристик патофизиологического и условно нормальных участков артерии.

Выполнение этих расчётов требует наличия компьютерных биомеханических моделей осесимметрично и не осесимметрично стенозированных коронарных артерий, наиболее часто используемых стентов и дилатационных баллонных катетеров для интервенционных процедур на коронарных артериях. В реализации технологии участвуют следующие основные элементы:

1. Проведение предоперационных исследований (*внутрисосудистое ультразвуковое исследование* (ВСУЗИ), *коронарография* (КАГ), нагрузочные пробы, ЭКГ), в ходе которых устанавливают: тип стеноза, внутренний диаметр патофизиологически изменённого участка артерии, его протяжённость, плотности условно нормального и патофизиологически изменённых участков артерии, радиус скругления стеноза к интима условно нормального участка, давления проксимальнее, дистальнее и в месте стеноза, локализацию стеноза относительно устья артерии;

2. Проведение предоперационных расчётов – моделирование стенозированного сосуда, его стентирования и состояния стенки сосуда после хирургических манипуляций;

3. Выполнение малоинвазивного хирургического вмешательства по стентированию коронарной (-ых) артерии (-й) (выполняется без использования программно-алгоритмических сред);

4. Послеоперационные обследования спустя 6 и 12 месяцев после проведения стентирования (выполняется без использования программно-алгоритмических сред).

Биомеханическая модель артерии представляет собой компьютерную модель сосуда в среде конечно-элементного моделирования. При создании шаблона такой модели необходимо задать типовые механические параметры, геометрические характеристики и граничные условия. С учётом того, что некоторые свойства и параметры здорового сосуда будут отличаться от свойств и параметров патологически изменённого, что также учитывается в описанной модели. В исследовании, как упоминалось ранее, участвуют 2 типа стенозированного сосуда: с циркулярным равномерным стенозом с циркулярным неравномерным стенозом (рис. 1, 2).

После того, как получены данные о геометрических характеристиках, механических параметрах сосуда и внутриартериальном давлении, необходимо смоделировать артерию с учётом внутренней нагрузки, которой является внутрисосудистое давление. Однако важно помнить о ряде допущений, принятых при создании модели: механические параметры стенозированной стенки сосуда идентичны механическим параметрам анатомически нормальной стенки артерии; давление в месте стеноза принимается большим на 15-70%, чем на других участках артерии.

---

**Библиографическая ссылка:**

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонификации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

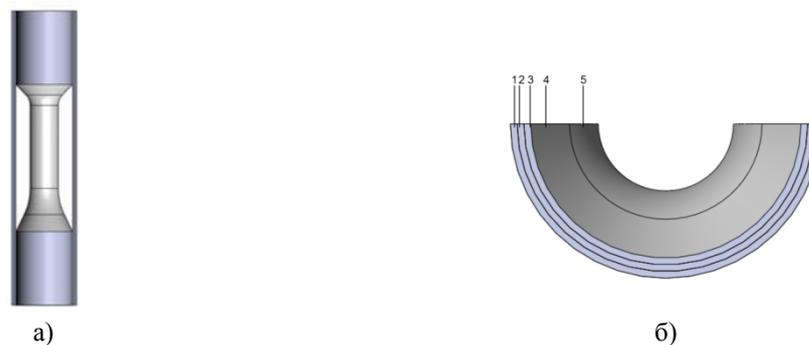


Рис. 1. Биомеханическая модель сосуда с циркулярным равномерным стенозом: а) продольный разрез: локализация стенозированного участка относительно условно нормального участка; б) поперечный разрез: геометрические характеристики слоёв стенозированной артерии (адвентиция (1), медиа (2), интима (3), переходной участок (4), стеноз (5))

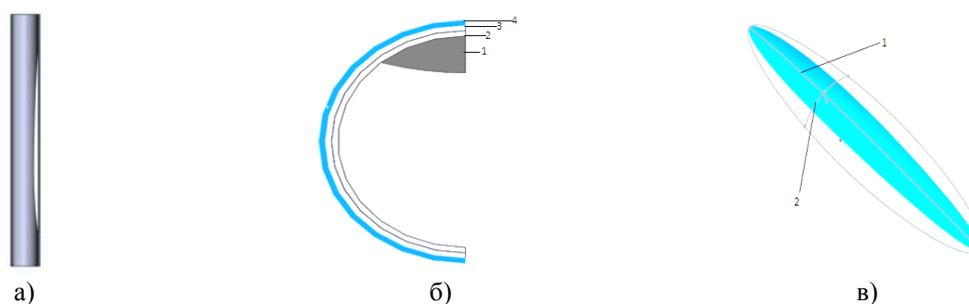


Рис. 2. Биомеханическая модель сосуда с циркулярным неравномерным стенозом: а) продольный разрез: локализация сегмента относительно устья артерии положения вершины несимметричного стеноза; б) поперечный разрез: геометрические характеристики слоёв артерии (стеноза (1), интимы (2), меди (3), адвентиции (4)); в) задание каркаса из продольной (1) и поперечной (2) направляющих стеноза

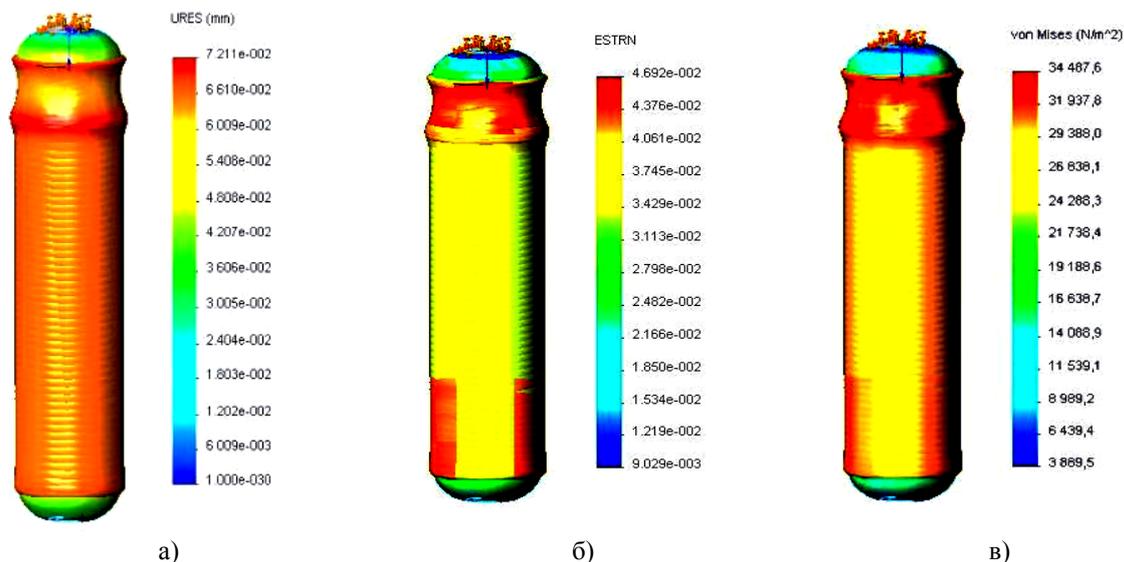


Рис. 3. Эпюры артерии с учётом нагрузки. Закрытие просвета сосуда на 10% (coronary stenosis index (CSI) = 10%). а) эпюра суммарных поверхностных перемещений (URES), б) эпюра суммарных поверхностных деформаций (ESTRN), в) эпюра суммарных поверхностных напряжений (von Mises)

Далее производится моделирование стента с учётом внутренней (давление раздутия баллона) и внешней (давление от сосудистой стенки) нагрузок, продемонстрированное на рис. 4.

**Библиографическая ссылка:**

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

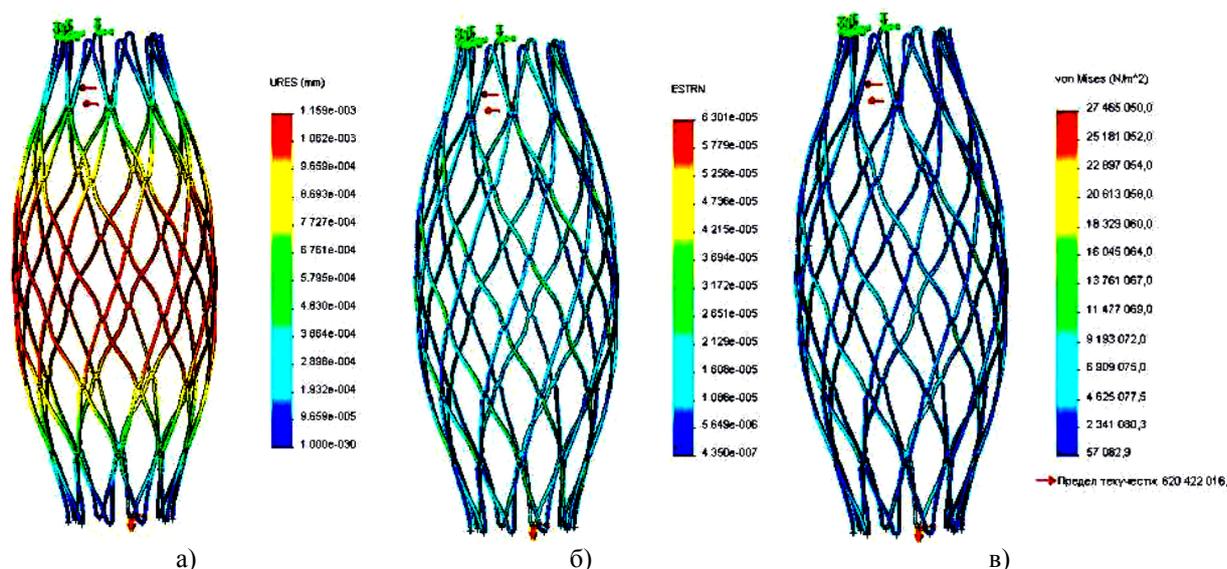


Рис. 4. Эпюры коронарного стента с учётом нагрузок. Закрытие просвета сосуда на 10% (CSI = 10%).  
 а) эпюра суммарных поверхностных перемещений (URES), б) эпюра суммарных поверхностных деформаций (ESTRN), в) эпюра суммарных поверхностных напряжений (von Mises)

Затем значения механических параметров, полученных на внешней стенке стента, учитываются как внутренняя нагрузка для стентуемой артерии, в ходе моделирования которой получают эпюры, представленные на рис. 5.

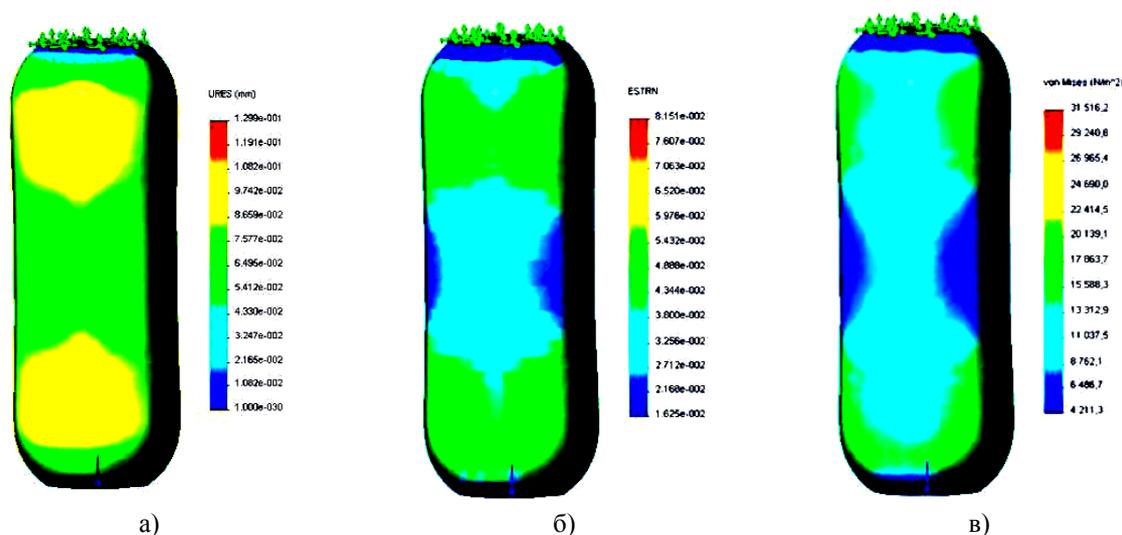


Рис. 5. Эпюры стентуемой артерии с учётом нагрузок. Закрытие просвета сосуда на 10% (CSI = 10%).  
 а) эпюра суммарных поверхностных перемещений (URES), б) эпюра суммарных поверхностных деформаций (ESTRN), в) эпюра суммарных поверхностных напряжений (von Mises)

Анализ полученных результатов показал, что коррекция стеноза позволяет снизить максимальные перемещения в стенке артерии и её деформации на 9%, а напряжения – на 21%. Важно подчеркнуть тот факт, что локализация максимумов механических параметров наблюдается не только на переходном участке, но и на протяжении здорового участка. Этот факт связан с равномерным распределением давления по всем координатам и неоднородной толщиной стенки артерии. Необходимо отметить, что такая локализация максимумов характерна лишь при CSI > 60%, при значениях CSI меньше 60% максимумы локализуются на переходных участках: «физиологически нормальный-патологический» и «патологический – физиологически нормальный». Анализируя данные, полученные для артерий со стенозом до коррекции и представленные результаты, можно сделать вывод о том, что удлинение стента по сравнению с длиной стеноза позволит уменьшить возникновение ин-стент рестеноза, одной из причин которого является меха-

**Библиографическая ссылка:**

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

ническое несоответствие нагрузок на стент в ходе баллонной дилатации и предельному значению (уникальное для каждого сосуда), при котором не происходит «вдавливание» краёв стента в интимальный слой. Одним из важных результатов применения на практике технологии, блок-схема алгоритма которой представлена на рис. 6 и 7, является устранение применения несоответствующих нагрузок на стент. Сравнительный анализ максимальных значений механических параметров при изменении CSI и локализации стеноза относительно начала интактного участка артерии при фиксированных  $D_{norm} = 3$  мм и  $D_{norm} = 8$  мм показал, что максимальные различия для перемещений составляют 3%, для деформаций – 5% и 5% для моментов. Такие результаты могут объясняться эффектом геометрической нелинейности модели.

Смоделировав типичные операции необходимо структурировать полученные данные, представив их в виде блок-схем алгоритмов (рис. 6, 7).

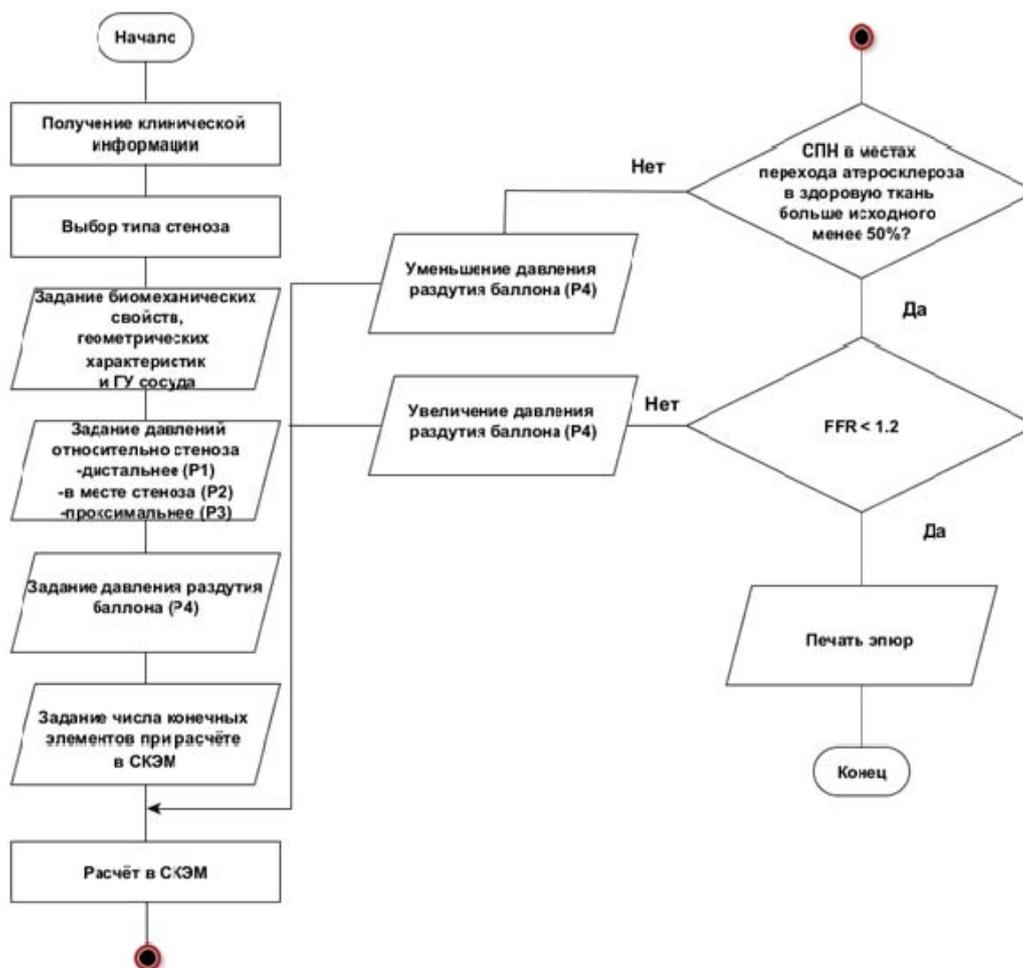


Рис. 6. Алгоритм баллонной дилатации коронарной артерии с учётом биомеханических особенностей сосуда (FFR- Fractional Flow Reserve, СКЭМ – среда конечно-элементного моделирования)

Во многих случаях [7], перед стентированием или вместо него проводят баллонную ангиопластику (рис. 6). Как было показано в более ранних работах [5], одним из критичных параметров при процедуре стентирования является давление раздутия баллона, так как при неправильном подборе возникают повышенные поверхностные напряжения в коронарной артерии на границе «здоровый участок – атеросклероз».

При биомеханическом моделировании стентирования было принято рассматривать 3х этапную процедуру: моделирование стенозированной сосуда, моделирование стента с внешней нагрузкой от сосуда и его атеросклеротизированного сужения, моделирование сосуда после стентирования (с подбираемым давлением раздутия баллона) с внутренней нагрузкой от стента (рис.7). Такая тактика позволяет подобрать стент необходимых размеров и давление раздутия баллона с целью минимизации поверхностного напряжения на стыке 2х зон: патологической и физиологически нормальной.

Библиографическая ссылка:

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

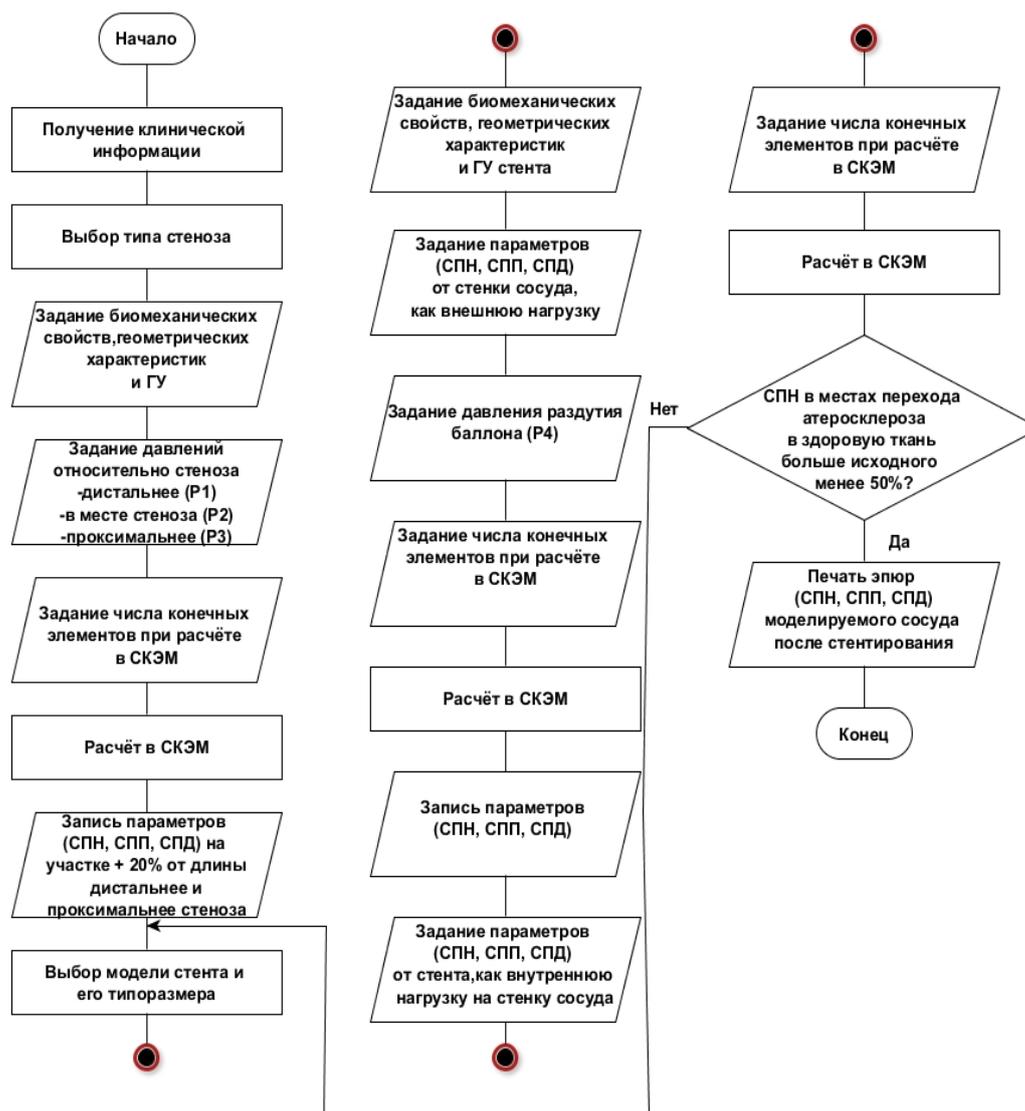


Рис. 7. Алгоритм стентирования коронарной артерии с учётом биомеханических особенностей сосуда (СПН – суммарное поверхностное напряжение, СПП – суммарные поверхностные перемещения, СПД – суммарные поверхностные деформации)

#### Выводы:

1. Сформирована технология подбора стента с оптимальными геометрическими характеристиками, а также технология подбора давления баллонного катетера при ангиопластике, снижающая поверхностное напряжение в зоне контакта патологически изменённой ткани и условно здоровой, тем самым минимизируя рестеноз после процедуры стентирования.

2. При поэтапном следовании технологии, обеспечиваемой приведённой совокупностью признаков, прогнозируется повышение надёжности процесса имплантации стента, а также снижение отдалённых клинически негативных последствий.

Статья выполнена при поддержке проекта со следующими данными: соглашение 14.578.21.0052 о предоставлении субсидии от 23.09.2014, уникальный идентификатор проекта RFMEFI57814X0052.

#### Литература

1. Бокерия Л.А. Здоровье населения Российской Федерации и хирургическое лечение болезней сердца и сосудов в 2011 г. // Бюллетень НЦССХ им А.Н. Бакулева РАМН. 2012. С. 5–47
2. Клещев А.С., Москаленко Ф.М. Доказательство корректности алгоритма решения частной задачи медицинской диагностики // Интеллектуальные системы. 2013. №2(36). С. 134–146.

#### Библиографическая ссылка:

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).

3. Максимов И.Б., Столяр В.П., Богомолов А.В. Прикладная теория информационного обеспечения медико-биологических исследований. М.: Бином, 2013.
4. Ушаков И.Б., Богомолов А.В. Базовые технологии информатизации программ нелекарственной персонализированной медицины // Системный анализ в медицине (САМ 2013): материалы VII междунар. науч. конф. Благовещенск, 2013. С. 123–126.
5. Парашин В.Б., Зарецкий А.П. Биомеханическое моделирование осесимметричного стеноза левой коронарной артерии // Российский журнал биомеханики. 2013. №2(60). С.21–30.
6. Парашин В.Б., Зарецкий А.П. Биомеханическое моделирование поведения синусоидального стента проволочного спиралевидного профиля в артерии // Медицинская техника. 2014. №1(283). С. 37–39.
7. Осиев А.Г., Гранкин Д.С., Бирюков А.В., Редькин Д.А. Медицинская технология. Стентирование коронарных артерий // Редакционно-издательский центр НГУ. 2008

#### References

1. Bokeria LA. Health of the population of the Russian Federation and surgical treatment of diseases of the heart and blood vessels in 2011. Bulletin NTSSSH named after A.N. Bakuleva RAMS. 2012;5-47. Russian.
2. Kleshev AS, Moskalenko FM. The proof of the correctness of the algorithm for solving a particular problem for medical diagnostics. Intelligent Systems. 2013;2(36):134-46. Russian.
3. Maksimov IB, Stolyar VP, Bogomolov AV. Applied theory of information-security schemes for biomedical research. Moscow: Bean; 2013. Russian.
4. Ushakov IB, Bogomolov AV. Basic information technology programs non-drug personalized medicine. System analysis in copper-qin (CAM 2013): Proceedings of the VII Intern. scientific. Conf. Blagoveshchensk; 2013. Russian.
5. Parashin VB, Zaretsky AP. Biomechanical modeling of axisymmetric stenosis of the left coronary artery. Russian Journal of Biomechanics. 2013;2(60):21-30. Russian.
6. Parashin VB, Zaretsky AP. Biomechanical modeling of the behavior of the sinusoidal spiral wire stent in the artery Profile. Biomedical Engineering. 2014;1(283):37-9. Russian.
7. Osiev AG, Grankin DS, Biryukov AV, Red'kin DA Medical technology. Coronary stenting. Publishing center NSU; 2008 Russian.

---

#### Библиографическая ссылка:

Зарецкий А.П. Биомеханические методы персонализации стентирования и баллонной ангиопластики // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 5-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5125.pdf> (дата обращения: 27.02.2015).