

**И.М. БАЙРИКОВ, В.А. МОНАКОВ**

Самарский государственный медицинский университет

### **ГИДРОДИНАМИКА ДРЕНАЖА ИЗ ПОРИСТОГО НЕТКАНОГО МАТЕРИАЛА ПРИ ВАКУУМ-ПРОМЫВНОМ ДРЕНИРОВАНИИ**

Авторами статьи предложено активное дренирование гнойных ран с применением нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Целью исследования явилось обоснование гидродинамических процессов, происходящих в закрытой раневой полости при аспирационно-промывном дренировании. Была создана 3D модель дренажа, установленного в раневую полость. Проведенный математический расчёт гидродинамических состояний показал ламинарное течение физиологического раствора и линейный характер распределения давления, что позволяет эффективно аспирировать воспалительный экссудат из раневой полости при одонтогенной флегмоне. Обоснован принцип закрытого аспирационно-промывного лечения гнойных ран. При большой пористости дренажа выдавливания физиологического раствора из него не происходит, и аспирация экссудата происходит по всей его поверхности. Конструкция предложенного дренажа позволяет обеспечить вакуум-терапию при отрицательном давлении в 125 мм рт. ст. Предложенное устройство превращает открытую рану в закрытую дренируемую полость с контролируемым оттоком экссудата и целевой доставкой лекарственного препарата.

**Ключевые слова:** *нетканый титановый материал со сквозной пористостью, гидродинамика, вакуум-аспирация*

*Байриков Иван Михайлович – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой челюстно-лицевой хирургии и стоматологии. E-mail: dens-stom@mail.ru*

*Монаков Вячеслав Александрович – ассистент кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии. E-mail: kendr2005@yandex.ru*

**I.M. BAYRIKOV, V.A. MONACOV**

Samara State Medical University

### **HYDRODYNAMICS OF DRAIN FROM POROUS NONWOVEN MATERIAL FOR VACUUM-WASHING DRAINAGE**

Existing methods of purulent wounds draining in the maxillofacial area fail to provide the complete outflow of fluid. The author of the article suggested to drain purulent wounds with non-woven titanium material with continuous porosity. The aim of the study was to study hydrodynamic processes occurring in the drainage made of non-woven titanium material with through porosity and surrounding tissue of the wound. A 3D model of the drainage was created and installed in the wound cavity. In the process of drainage a negative pressure over the entire surface is revealed, it allows you to effectively aspirate inflammatory exudates from the wound cavity with odontogenic phlegmon. Due to high porosity drainage extrusion of saline does not occur, and aspiration of exudates takes place over its entire surface. The study reached the following conclusions. The design of the proposed drainage allows to perform vacuum therapy at a negative pressure of 125 mm Hg. The proposed device turns an open wound into a closed drained cavity, it also provides controlled outflow of fluid and targeted drug delivery.

**Keywords:** *Non-woven titanium material with a through porosity, hydrodynamics, vacuum aspiration*

*Bayrikov Ivan Mikhailovich – Doctor of Medicine, Professor, Head of Maxillofacial Surgery and Dentistry Department. E-mail: dens-stom@mail.ru*

*Monakov Vyacheslav Alexandrovich – Assistant of Maxillofacial Surgery and Dentistry Department. E-mail: kendr2005@yandex.ru*

Лечение острых гнойно-воспалительных заболеваний (ОГВЗ) лица и шеи продолжает оставаться одной из актуальных проблем неотложной хирургии [8, 10]. Это объясняется значительным количеством больных с воспалительными заболеваниями, составляющих око-

ло 50-60% от всех находящихся на лечении в специализированных стоматологических стационарах [1, 13]. При этом выявлено, что одонтогенные флегмоны наиболее часто встречаются у лиц активного и трудоспособного возраста (21- 50 лет) – 74,9% [7, 11]. Поэтому данная про-

блема является не только медицинской, но и социально-экономической. В настоящее время ведущие позиции в лечении гнойных ран занимает активная хирургическая тактика. Ее основными компонентами являются хирургическая обработка гнойного очага и его эффективное дренирование с целью эвакуации продуктов тканевого распада и обеспечения быстрого перехода фазы альтерации в стадию регенерации [2]. В последнее время для лечения гнойных ран все большее применение находит низкодозированное отрицательное давление [4, 6, 14]. Для дренирования гнойной раны используют резиновые полоски, резиновые и полихлорвиниловые трубки [5]. Данные дренажи не могут обеспечить отток экссудата при использовании вакуума из-за присасывающе-обструкционного эффекта [4, 6, 14]. В связи с вышесказанным требуется совершенствование активных

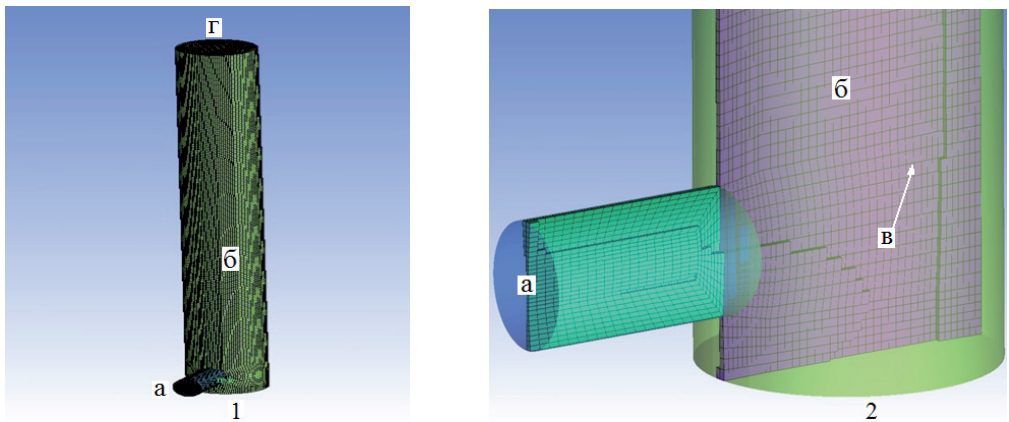
видов вакуум-аспирации в челюстно-лицевой хирургии.

**Цель исследования:** обоснование использования дренажей из нетканого титанового материала со сквозной пористостью для обеспечения вакуум-промывного дренирования гнойных ран челюстно-лицевой области.

**Материалы и методы**

Перед созданием дренажного устройства (патенты РФ на полезную модель № 129819, № 158954) был проведен расчёт гидродинамических показателей дренажа из нетканого титанового материала со сквозной пористостью (НТМСП).

Моделирование проводилось на основе численного решения общих уравнений движения вязкой несжимаемой жидкости [3] с помощью метода контрольных объемов [9]. Была построена 3D-модель, содержащая 380000 расчетных ячеек гексаэдральной формы (рис. 1).

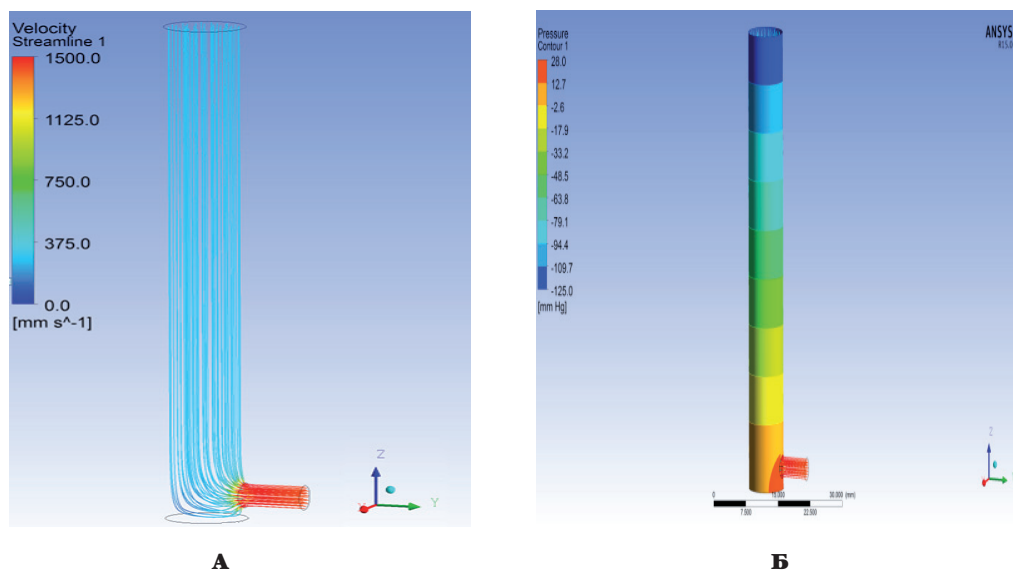


**Рис.1. Трёхмерная модель дренажа из НТМСП: 1 - общий вид 3-D модели; 2 - расчётные ячейки гексаэдральной формы; а - подводящая трубка; б - тело дренажа; в - конечные расчётные элементы; г - отводящая трубка**

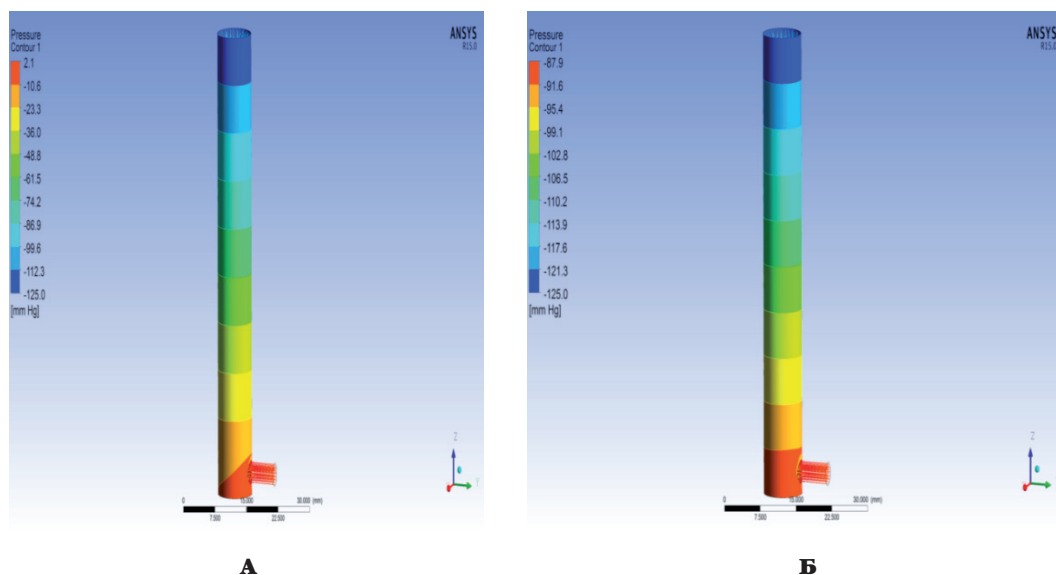
В процессе расчётов было рассмотрено 9 вариантов образцов дренажа с пористостью 70%, 80% и 85%, изготовленных из проволоки сплава титана ВТ1-00 диаметром 0,09, 0,10 и 0,15 мм. При моделировании рассматривался стационарный процесс течения физиологического раствора в подводящей, отводящей трубках и дренаже при вакуум-аспирации. Были доказаны линейный характер распределения давления и ламинарное течение физиологического раствора при отрицательном давлении 125 мм рт. ст. В нижней части дренажа наблюдалось небольшое избыточное давление, вызванное застоем подаваемого физиологического раствора (рис. 2).

Расчёты показали постоянное отрицательное давление на границе дренажа и раневой полости на всём протяжении в шести из девяти образцах. Для дальнейшего рассмотрения были выбраны варианты дренажа, изготовленного из проволоки диаметром  $d_{п}=0,10$  мм с максимальным и минимальным значением пористости, т.е.  $\Pi=0,70$  и  $\Pi=0,85$  (рис. 3).

За основу взята расчетная модель, к которой была добавлена область, соответствующая окружающим тканям, заполненным экссудатом. Для новой модели использовалась комбинированная расчетная сетка, содержащая ячейки как гексаэдральной, так и тетраэдральной формы (всего около 810000 расчетных ячеек).



**Рис.2. Гидродинамика дренажа из НТМСП: А - линии тока течения жидкости в теле дренажа; Б - избыточное давление в нижней точке дренажа**



**Рис. 3. Распределение давления на границе дренажа и раневой полости: А - образец с  $\Pi=70\%$ ,  $d=0,10$  мм, Б - образец с  $\Pi=85\%$ ,  $d=0,10$  мм.**

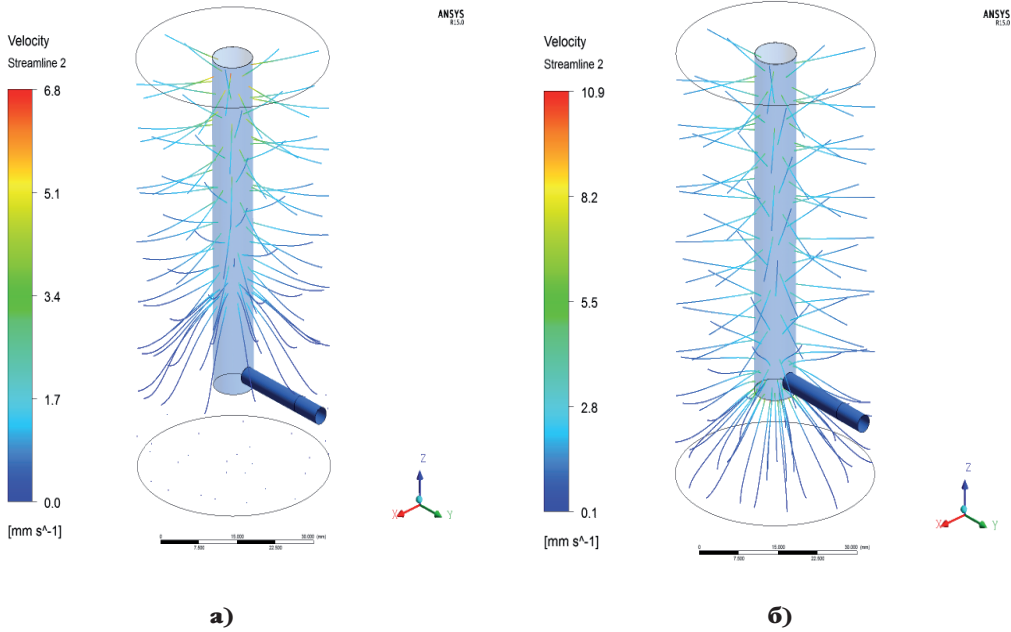
Особенностью живых тканей является то, что при фильтрации жидкости определяющими в них являются не инерционные потери, как в материале МР, а вязкие. В первом приближении течение жидкости в живых тканях может быть описано законом Пуазейля, на основании которого можно определить значение коэффициента вязких потерь [12]. Было учтено, что реологические свойства (плотность и вязкость) физиологического раствора и экссудата несколько различаются. Экссудат в первом приближении рассматривался как ньютоновская жидкость с вязкостью, соответствующей средним значениям вязкости крови, полученным в результате экспериментов [15].

В ходе численного моделирования рассматривался стационарный процесс течения физиологического раствора в подающей трубке и дренаже, а также течения экссудата при следующих граничных условиях: боковые поверхности трубки – непроницаемые стенки с условием равенства нулю скорости течения на них; на выходе (верхняя граница дренажа) – заданное разрежение, создаваемое вакуумным насосом; на входе в трубку – заданный массовый расход физиологического раствора; на внешней границе области, соответствующей тканям, окружающим раневую полость – избыточное давление, соответствующее осмотическому давлению.

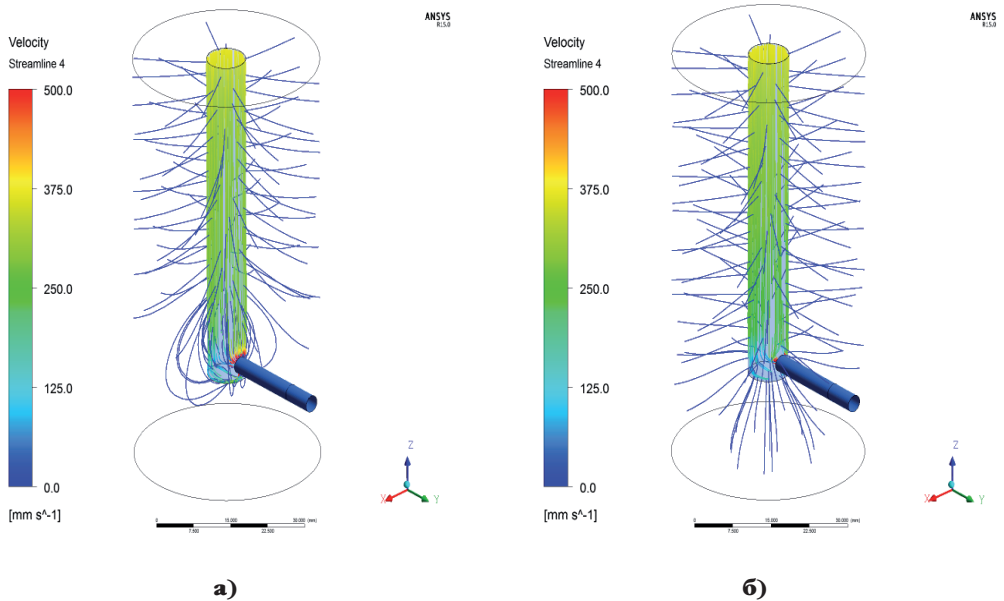
**Результаты моделирования**

На рис. 4 приведены линии тока течения экссудата в тканях вокруг раневой полости.

На рис. 5 приведены совместные линии тока течения физиологического раствора и экссудата.



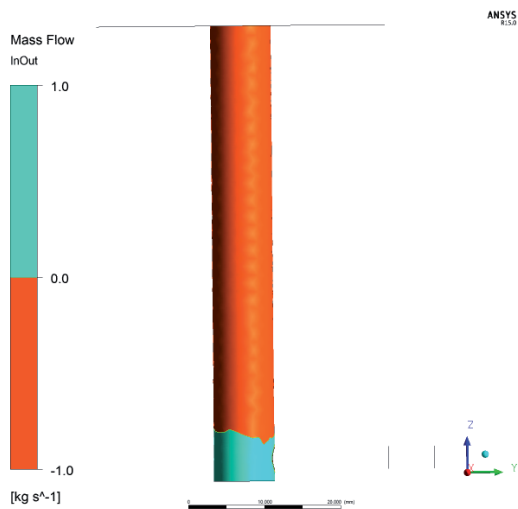
**Рис. 4. Линии тока течения экссудата в тканях вокруг раневой полости при разных значениях пористости дренажа: а)  $\Pi = 0,70$ , б)  $\Pi = 0,85$**



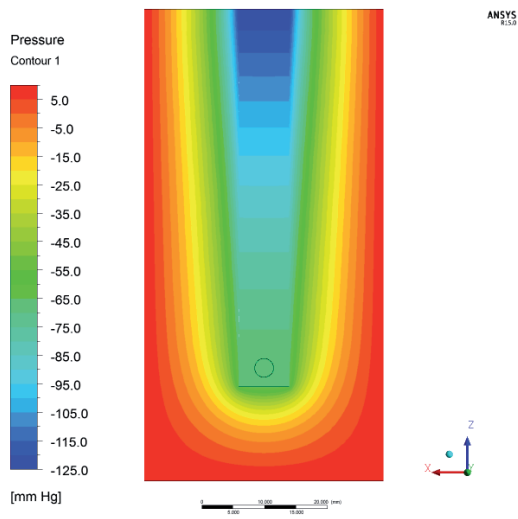
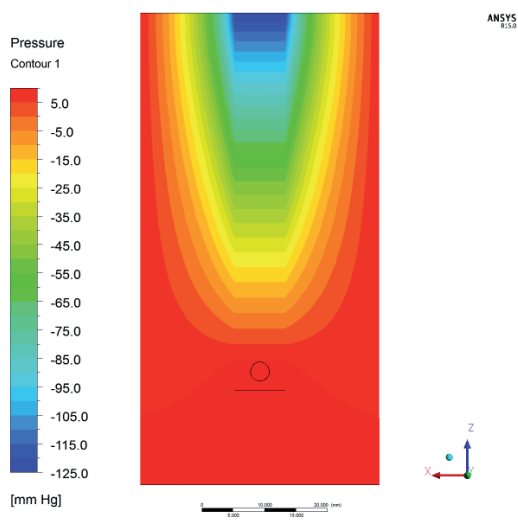
**Рис. 5. Линии тока течения экссудата и физиологического раствора в тканях вокруг раневой полости и в дренаже при пористости дренажа: а)  $\Pi = 0,70$ , б)  $\Pi = 0,85$**

Как показали расчеты, при малой проницаемости дренажа в его нижней части происходит выдавливание физиологического раствора в окружающие ткани. Это дополнительно иллюстрируется на рис. 6, где внешняя поверхность дренажа раскрашена в соответствии с направлением потока – наружу или вовнутрь. Как вид-

но из этого рисунка, при малой пористости материала МР нижняя часть дренажа (примерно последние 10 мм) не обеспечивает отсасывания экссудата. При большой пористости дренажа выдавливания физиологического раствора из него не происходит, и всасывание экссудата обеспечивается по всей его поверхности.



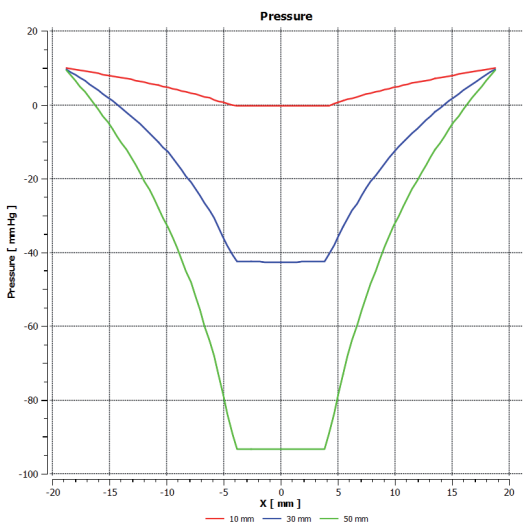
**Рис. 6. Области втекания (красный) и вытекания (голубой) жидкости из дренажа при малой пористости  $\Pi = 0,70$**



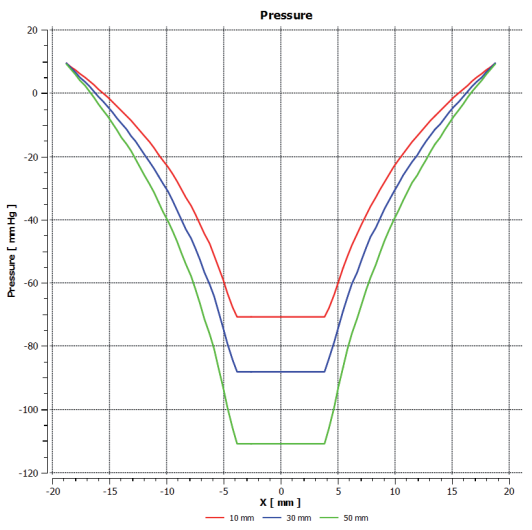
**Рис. 7. Поле давления в тканях вокруг раневой полости и в дренаже при разных значениях пористости дренажа: а)  $\Pi=0,70$ , б)  $\Pi=0,85$**

На рис. 7 приведено распределение давления в вертикальном сечении дренажа и окружающих тканей. Из этого рисунка видно, что при малой пористости дренажа в его нижней части наблюдается избыточное давление. С учетом вклада сопротивления тканей вокруг раневой полости, это избыточное давление оказывается больше, чем было предсказано по результатам этапа 1 на основании моделирования течения в одном только дренаже.

На рис. 8 приведены графики зависимостей давления от радиальной координаты, построенные для линий, проходящих на расстоянии 10 мм, 30 мм и 50 мм от нижней части дренажа (положение ли-



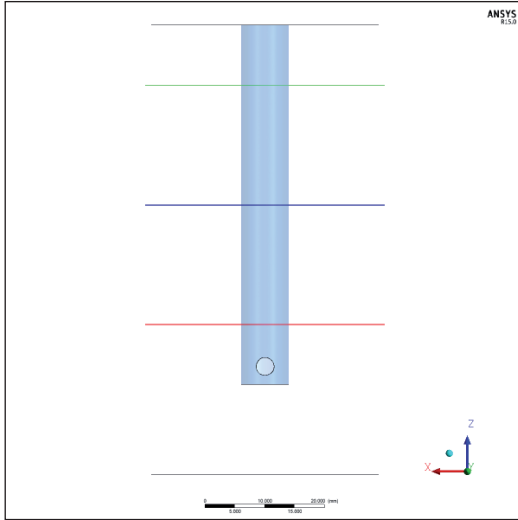
**а)**



**б)**

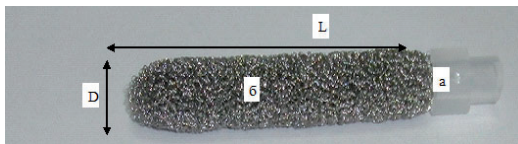
**Рис. 8. Графики зависимостей давления от радиальной координаты при разных значениях пористости тампона: а)  $\Pi=0,70$ , б)  $\Pi=0,85$**

ний см. на рис. 9). Как видно из рисунка, для дренажа с пористостью  $P=0,70$  ниже линии на расстоянии 10 мм от нижней части (красная кривая) уже не образуется разрежение, т.е. всасывания экссудата из тканей вокруг раневой полости ниже этой линии не происходит. Для дренажа с пористостью  $P=0,85$  разрежение присутствует по всем трём линиям.



**Рис. 9.** Положение линий, для которых приведено распределение давления на рис. 8

На основании расчетных гидродинамических характеристик дренажа приступили к его изготовлению. Нами был использован материал капиллярно-пористой структуры – нетканый титановый материал со сквозной пористостью – металлорезина (МР). Изготавливали тело дренажа длиной ( $L$ ) 60 мм и диаметром ( $D$ ) 8 мм (рис. 10).



**Рис. 10.** Дренаж авторской конструкции: **а** - коннектор; **б** - дренажная часть из МР; **L** - длина тела дренажа; **D** - диаметр тела дренажа

Создание дренажа включало в себя ряд этапов. С помощью станков, выпускаемых серийно, из проволоки сплава никелида титана ВТ1-00 диаметром 0,1 мм и длиной 50 мм ( $L_1$ ) навивали спираль диаметром 1,0 мм. Процесс навивания спирали осуществляли пластическим деформированием проволоки на вращающемся коническом керне при обкатывании его роликом. После навивания спираль растяги-

вали (путем её пропускания через калиброванное отверстие) до шага ( $L_2$ ), равного её диаметру 1,0 мм. При заданном усилии получали поры в дренаже диаметром от 120 мкм до 200 мкм – 85 % пористости.

**Выводы**

Конструкция предложенного нами дренажа позволяет обеспечить вакуум-терапию при отрицательном давлении в 125 мм рт. ст. При этом по всей поверхности соприкосновения дренажа с раневой поверхностью наблюдается отрицательное давление, что позволяет эффективно аспирировать экссудат.

Предложенный дренаж является наполнителем раневой полости и позволяет проводить в закрытой полости контролируемую вакуум-аспирацию.

*Конфликт интересов отсутствует.*

**Список литературы**

1. Апагуни А.Э., Баландина А.В., Карпова Е.Н., Гандылян К.С., Конев С.С. Романенко И.С. Клиническая характеристика различных вариантов течения острых одонтогенных воспалительных заболеваний / Российский стоматологический журнал. – 2015. – № 6. – Т. 19. – С. 30-33.
2. Казарян Н.С., Козлов К.К., Быков А.Ю., Кокорин С.В., Викторов С.И. Лечение пациентов с гнойными ранами путем применения аспирационно-проточно-промывного дренажа новой конструкции // Вестник РАМН. – 2013. – № 12. – С. 64-68.
3. Лойцянский Л.Г. Механика жидкости и газа – М.: Дрофа, 2003. – 840 с.
4. Морозова М.Е., Демьяненко С.А., Бояринцев С.В., Червяков И.С. Использование метода непрерывной аспирации экссудата в лечении гнойно-воспалительных процессов челюстно-лицевой области // Вестник проблем биологии и медицины – 2014. – Вып. 2. – Т. 2 (108). – С.18-22.
5. Недосейкина Т.В. Современные направления комплексного лечения больных с флегмонами челюстно-лицевой области и шеи / Т.В. Недосейкина, А.А. Глухов, Н.Г. Коротких // Фундаментальные исследования. – 2014. – № 4. – С. 641-646.
6. Оболенский В.Н., Никитин В.Г., Семенистый А.Ю. и др. Использование принципа локального отрицательного давления в лечении ран и раневой инфекции // Сб.: Новые технологии и стандартизация в лечении осложненных ран. – М., 2011. – С. 66-70.
7. Плиско Д.А. Распространенность гнойно-воспалительной патологии челюстно-лицевой области среди населения Кузбасса / Д.А. Плиско, А.И. Пылков, Н.В. Малков и др. // Медицина в Кузбассе. – 2013. – № 1. – С. 32-38.
8. Чалай Е.Н., Доменюк Д.А., Хачатурян Э.Э., Порфириадис М.П. и др. Острые одонтогенные воспалительные заболевания, варианты течения различных клинических форм // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2015. – № 4 (38). – Т. 10. – С. 394-397.

9. ANSYS CFX-Solver Theory Guide – Ansys Inc, 2013. – 372 p.
10. De Angels A.F., Barrowman R.A. et al. Review article: Maxillofacial emergencies: oral pain and odontogenic infections // Emerg. Med Australas. – 2014. – Vol. 26. – № 4. – P. 336-342.
11. Pappalardo S. Phlegmon of the face and neck: a case report / S. Pappalardo, A. Pollicino, D. Canta Lupo Milazzo et al. // Minerva Stomatol. – 2009, May. – Vol. 58. – № 5. – P. 233-245.
12. Pappenheimer J.R., Renkin E.M., Borrero L.M. Filtration, diffusion and molecular sieving through peripheral capillary membranes; a contribution to the pore theory of capillary permeability // Am. J. Physiol. – Vol. 167. – P. 1346-1951.
13. Schütz P. Odontogenic necrotizing fasciitis of the neck and upper chest wall // J. of Oral and Maxillofacial Surg., Medic. and Pathol. – 2012. – № 24. – P. 32-35.
14. Asher Scott A., White Hilliary N., Golden Joseph B., Magnuson J. Scott, Carroll William R., Rosenthal Eben L. Negative Pressure Wound Therapy in Head and Neck Surgery. – JAMA Facial Plast Surg. – 2014. – 16 (2). – P.120-126.
15. Taha Sochi. Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation; arXiv: 1306.2067v2 [physics. flu-dyn]. – 9 Jun 2014.