



УДК 539.3, 612.311

МОДЕЛИРОВАНИЕ АППАРАТОВ ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ ДЛЯ ЧРЕСКОСТНОГО ОСТЕОСИНТЕЗА КОСТЕЙ ПРЕДПЛЕЧЬЯ© А.С. Бубнов¹, М.Э. Пусева^{2,3}, А.Н. Рудаков²¹Иркутский государственный технический университет,
664074, Россия, г. Иркутск, ул. Лермонтова, 83.²«Научный центр реконструктивной и восстановительной хирургии»
Сибирского отделения Российской академии медицинских наук,
664003, Россия, г. Иркутск, ул. Борцов Революции, 1.³«Иркутская государственная медицинская академия после дипломного образования»
Министерства здравоохранения и социального развития РФ,
664003, Россия, г. Иркутск, ул. Борцов Революции, 1.

Некачественная закрытая репозиция костных отломков предплечья является причиной инвалидности в 3–8% случаев и обусловлена недостаточной жесткостью предлагаемых компоновок аппаратов внешней фиксации. Цель исследования: определить из двух компоновок (спице-стержневая и стержневая) более жесткую для лечения переломов костей предплечья методом сравнительного анализа биомеханического моделирования жесткости фиксации спице-стержневой и стержневой моделей аппаратов внешней фиксации. Жесткость фиксации костных отломков определялась по величине перемещения. При этом использовалось решение МКЭ как наиболее предпочтительный и распространенный метод. Анализ результатов моделирования жесткости аппаратов внешней фиксации выявил высокую (в 2 раза) жесткость фиксации костных отломков стержневой компоновкой по сравнению со спице-стержневой.

Ил. 5. Библиогр. 10 назв.

Ключевые слова: аппарат внешней фиксации; кости предплечья; жесткость фиксации; МКЭ; моделирование.**MODELING EXTERNAL FIXATION DEVICES FOR TRANSOSSEOUS OSTEOSYNTHESIS OF FOREARM BONES****A.S. Bubnov, M.E. Puseva, A.N. Rudakov**

Irkutsk State Technical University,

83 Lermontov St., Irkutsk, 664074, Russia.

"Scientific Center of Reconstructive and Restorative Surgery"

of the Siberian Branch of the Russian Academy of Medical Sciences,

"Irkutsk State Medical Academy of Postgraduate Education"

of the Ministry of Public Health and Social Development of the Russian Federation,

1 Bortsov Revolutsii St., Irkutsk, 664003, Russia.

Poorly closed reduction of forearm bone fragments causes disability in 3–8% of cases and is conditional on the lack of rigidity of the proposed layouts of the external fixation devices. The objective of the study is to identify a more rigid layout between the two (the spoke-Rod and the rod one) to treat the fractures of forearm bones by the method of comparative analysis of biomechanical modeling of fixation rigidity of spoke-rod and rod models of external fixation devices. Fixation stiffness of bone fragments has been determined by the amount of movement. The FEM solution has been used as the most preferable and widely spread method. Having analyzed the results of modeling the stiffness of external fixation devices the authors revealed high fixation stiffness (twice as high) of bone fragments by the rod layout as compared with a spoke-rod one.

5 figures. 10 sources.

Key words: external fixation device; forearm bones; fixation rigidity (stiffness); FEM; modeling.

В общей структуре травматизма количество случаев травмы верхней конечности возрастает и составляет 20–30% от числа пациентов травматологических

отделений [1, 2]. Частота переломов костей предплечья занимает второе место после переломов костей голени и составляет от 7,1 до 53% от общего количе-

¹Бубнов Андрей Сергеевич, кандидат технических наук, доцент кафедры машиностроительных технологий и материалов, тел.: 89149027644, e-mail: bubnov@istu.edu

Bubnov Andrei, Candidate of technical sciences, Associate Professor of the Department of Engineering Technologies and Materials, tel.: 89149027644, e-mail: bubnov@istu.edu

²Пусева Марина Эдуардовна, кандидат медицинских наук, доцент, зав. травматолого-ортопедическим отделением, тел.: 89501410042, e-mail: puseva@mail.ru

Puseva Marina, Candidate of Medicine, Associate Professor, Head of the Traumatology and Orthopedic Department, tel. 89501410042, e-mail: puseva@mail.ru

³Рудаков Алексей Николаевич, врач травматолого-ортопедического отделения, тел.: (3952) 290339, e-mail: scrrs.irk@gmail.com

Rudakov Aleksei, doctor of Traumatology and Orthopedic Department, tel.: (3952) 290339, e-mail: scrrs.irk@gmail.com



ства переломов длинных трубчатых костей [3, 4]. Переломы диафиза костей предплечья встречаются в 13–15% случаев от всех переломов костей предплечья [5, 6].

Актуальность проблемы лечения повреждений костей предплечья определяется особенностями анатомического строения предплечья – двухкостного сегмента с группой мышц антагонистов (сгибателей – разгибателей, супинаторов – пронаторов):

- многоплоскостным смещением костных отломков по ширине, длине, углом и ротации;

- сложностью репозиции закрытым способом, что приводит к развитию ротационной контрактуры различной степени выраженности в 30–83% случаев и является причиной инвалидности в 3–8% случаев [1].

В последние годы в травматологии формируется концепция функционального лечения переломов и последствий травм, сущность которой заключается в репозиции и удержании костных отломков с сохранением движений в смежных суставах [7].

Исследователи и практики, работающие в этом направлении, считают, что нет универсальной методики для лечения всего многообразия переломов и их последствий. Но продолжение поиска и апробация новых фиксаторов и методов, имеющих несомненные преимущества перед уже известными (при определенной категории ортопедической патологии), основанных на общих принципах лечения разрушений кости, принималось всегда за развитие прикладной науки. Поэтому считаем целесообразным аналитическое обоснование комплекса условий, необходимых для заживления кости, известных в специальной литературе, как общие принципы лечения переломов костей.

Категория понятия «комплекс оптимальных условий заживления перелома кости» включает точное сопоставление отломков, высокую жесткость их фиксации, сохранение функции и кровоснабжения поврежденной кости и конечности.

Одной из причин осложнений и неудовлетворительных результатов лечения является нарушение кровотока в системе микроциркуляции поврежденного сегмента конечности, связанное с ее структурными изменениями и с нарушением реологических свойств крови [4, 5].

Повреждение окружающих мягких тканей травмирующей силой и сместившимися костными отломками, не устраненные смещения отломков, сужение межкостного промежутка предплечья, укорочение костей затрудняют сращение и восстановление функции поврежденной верхней конечности. Именно данному «комплексу» соответствует метод чрескостного остеосинтеза: закрытая малоинвазивная репозиция костных отломков, жесткая их фиксация, сохранение функции смежных с поврежденным сегментом суставов, сочленений и за счет сохранения периостального и эндостального кровоснабжения. Гематома в зоне перелома содержит тканевые и гуморальные факторы роста, которые создают благоприятные условия для сращения перелома, так как запускают процессы регенерации костной ткани [4]. Малоинвазивная или малотрав-

матичная репозиция сохраняет кровоснабжение фрагментов кости и мягких тканей. Это основное условие для оптимальной регенерации костной ткани, так как только отломки живой кости могут срастись при наличии микроподвижности, которая является биологической предпосылкой для наступления кальцификации [5, 6].

Функция опоры и движения реализуется в твердом скелете через упругие деформации, посредством которых жидкая среда достигает вен, синусов и капилляров. Следовательно, сохранение кровоснабжения фрагментов и одновременное обеспечение достаточного шинирования отломков с возможностью ранних активных движений в смежных суставах и ранней нагрузки на поврежденную конечность еще до сращения перелома – мощные естественные факторы, поддерживающие репаративный остеогенез на высоком уровне, надо считать сегодня общепринятым. А проводить лечение с сохранением функции суставов поврежденной конечности возможно только при достаточно жестком соединении костных фрагментов [8].

Исследования Г.А. Илизарова, А.А. Девятова, А.Ф. Лазарева и других ученых показали, что стабильная фиксация имеет не только механическое, но и важное биологическое значение, реализуя потенциалы репаративного процесса по оптимальному пути и наибольшей эффективности, приближая сроки заживления костной раны к биологическому гомеостазу роста костной ткани.

Эта концепция подтверждается клиническими исходами лечения переломов длинных костей. Так, среди причин возникновения псевдоартрозов, нестабильность фиксации костных отломков составляет 65% [6]. Имеющаяся точка зрения о необходимости дозированной подвижности отломков относительно друг друга не лишена основания и так же подтверждена клиническими наблюдениями.

Нет единой системы биомеханической оценки способа лечения перелома [4], чтобы определять жесткость моделей по шести степеням свободы. Большинство авторов используют оригинальные биомеханические стенды. Конструктивные особенности стендов и отличия в методах проведения эксперимента, а именно выбор имитатора кости и вида его разрушения, способа закрепления модели в стенде, использование того или иного типа силозадающего элемента, количества и способов установки индикаторов смещения, способов оценки результатов тестов, не позволяют сравнить данные разных авторов. Это создает затруднения в объективной оценке и сравнении результатов лечения различными способами и методами.

Исходя из биомеханики руки, оптимальная конструкция аппарата внешней фиксации определяется величиной и характером сил, действующих на кость.

Таким образом, все вышеперечисленное отражает высокую медико-социальную значимость данной проблемы и поиска новых и более эффективных способов лечения переломов данной локализации.

Материалы и методы

Модель аппарата внешней фиксации и модель ко-

стей предплечья представляет собой сложную в геометрическом и физическом отношении систему, расчет которой возможен только численными методами. Жесткость фиксации отломков определялась по величине перемещения 4–5 мм. При этом использовалось решение МКЭ соответствующей задачи теории упругости для системы кость – аппарат.

В исследовании применен программный комплекс ANSYS для изучения напряженно-деформированного состояния аппарата внешней фиксации. Его необходимость объясняется тем, что даже при максимальном упрощении расчетной схемы, например, двух-стержневой подсистемы аппарата (рис. 1), полученная система является статически неопределимой и имеет степень статической неопределимости 3.

Это объясняется тем, что при 6 неизвестных усилиях (реакциях в опорных узлах) можно составить для плоской системы только три уравнения равновесия для определения неизвестных усилий: $\sum F_x=0$; $\sum F_y=0$; $\sum M=0$.

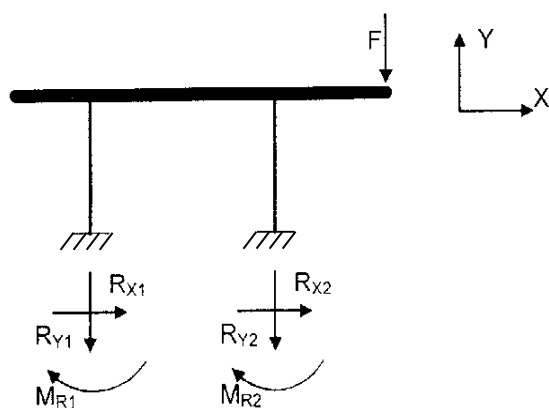


Рис. 1. Упрощенная двухстержневая система реакции в опорных узлах

Поэтому необходимо решать задачу раскрытия статической неопределимости системы путем составления дополнительных уравнений. Данная операция является достаточно трудоемкой. Если же уравнивается большое количество расчетных схем с целью выявления оптимального варианта, расчета прочности и т.д., то использование программных комплексов многократно облегчает решение поставленных задач и становится объективно необходимым условием эффективного исследования, тем более при использовании сложных расчетных схем (например, трехстержневых подсистем аппарата внешней фиксации).

В настоящее время для анализа напряженно-деформированного состояния различных конструкций и их элементов все большее распространение получают программные комплексы инженерного анализа, основанные на методе конечных элементов (МКЭ).

Метод конечных элементов уже используется в медицинских исследованиях, в том числе по отдельным вопросам внешней фиксации. Исследуются, преимущественно частные вопросы по подбору фиксирующих элементов по отдельной локализации, вопросы

спицевой фиксации [9], материал и параметры стержней. E. Yilmaz et al. использовали моделирование на основе МКЭ при поиске оптимальной конструкции аппарата для фиксации перелома большеберцовой кости [10]. Метод конечных элементов наиболее предпочтителен и распространен, так как позволяет учитывать реальные особенности структуры биомеханического объекта и легко адаптируется к изменению формы и внешних нагрузок, действующих на него [8]. В хирургии метод конечных элементов (МКЭ) используется для компьютерного вычисления напряжений, генерированных в естественных структурах конечностей и передаваемых имплантных систем.

Математическое моделирование согласно общепринятому алгоритму в этих системах заключается в:

- построении геометрической модели (создание двух или трехмерной модели);
- задании граничных условий, материала (моделирование внешних нагрузок и связей);
- генерации КЭ сетки, дискретизации;
- отображении результатов (эпюры, напряжения, деформация (перемещение) и др.).

Геометрические модели аппаратов внешней фиксации и костей предплечья (рис. 2) выполнили по размерам в соответствии с реальной конструкцией (рис. 3). С учетом работы конструкции аппарата задавали нагрузку F на поверхность кости – осевое сжатие в соответствии с расчетной схемой.

После формирования КЭ модели выполняли расчет напряжений и деформаций, возникающих в аппарате при нарастающей нагрузке с 1 Н до 500 Н. Работоспособность конструкции аппаратов внешней фиксации оценивали по анализу напряженно-деформированного состояния и определению предельно допустимой величины нагрузки, действующей на конструкцию. Так как деформирование конструкции осуществляется при малых скоростях, то процесс нагружения моделей был принят статическим.

Результаты численного расчета напряжений и деформаций в модели аппарата внешней фиксации представлены в виде изолиний интенсивности напряжений (рис. 4, 5). Отображаемые деформации модели будут соответствовать суммарным перемещениям точек конструкции, а изолиний интенсивности напряжений – эквивалентным напряжениям $\sigma_{\text{экв}}$ в конструкции (VonMises Stress), вычисленным по гипотезе энергии формоизменения Рихарда Фон Мизеса.

При моделировании выявлено, что наибольшая интенсивность напряжений возникает в местах соединения тонких стержневых элементов модели с цилиндрическими поверхностями модели костей предплечья и внешних опор, поэтому они детально показаны на рисунках. Для всех рассчитанных моделей аппаратов внешней фиксации костей предплечья на рис. 4, 5 показаны изолинии напряженного состояния (МПа) и деформации (мм).

Влияние нагрузки на напряженное и деформированное состояние в аппаратах спицевой и стержневой компоновки представлено в таблице.

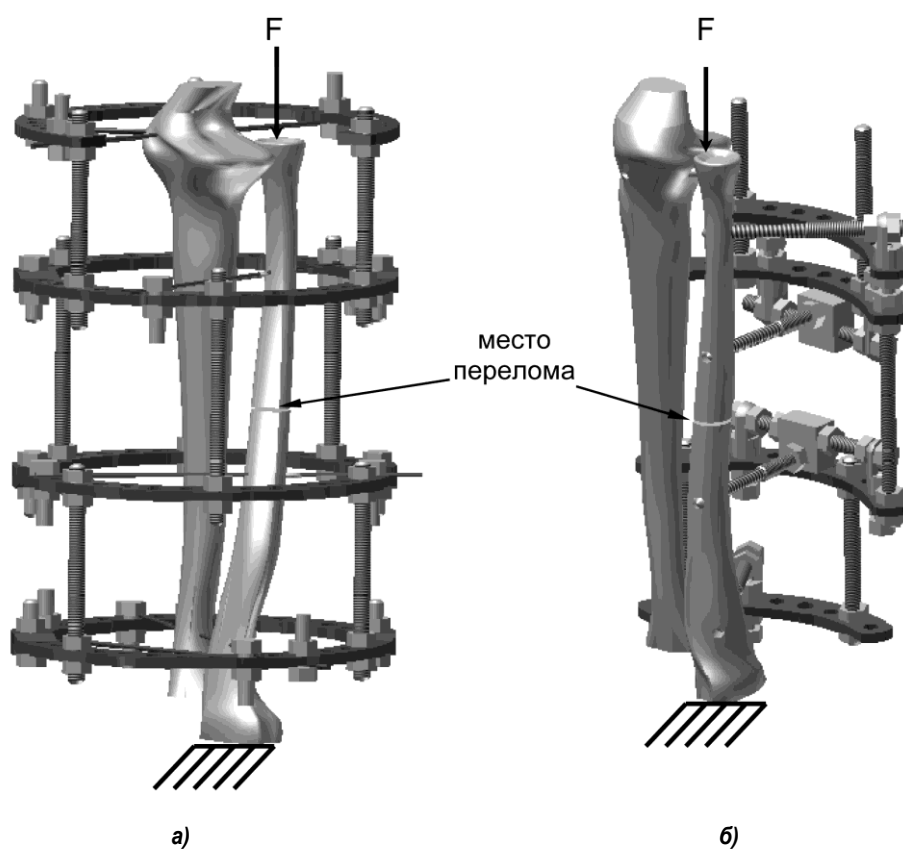


Рис. 2. Геометрические модели и схемы нагружения аппаратов внешней фиксации:
а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

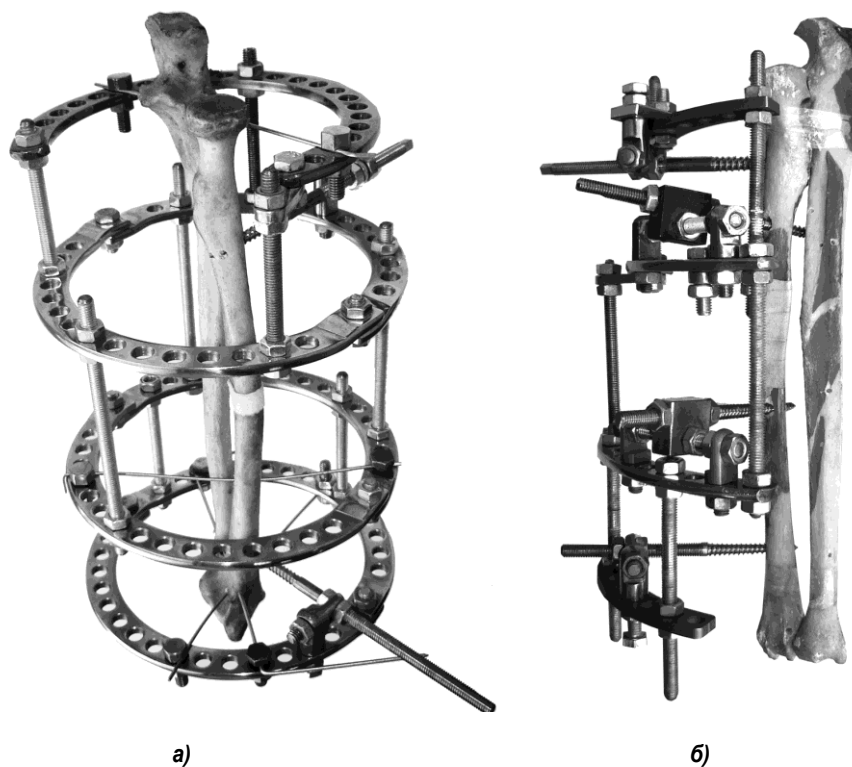


Рис. 3. Реальная конструкция аппарата внешней фиксации при переломе диафиза лучевой кости:
а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

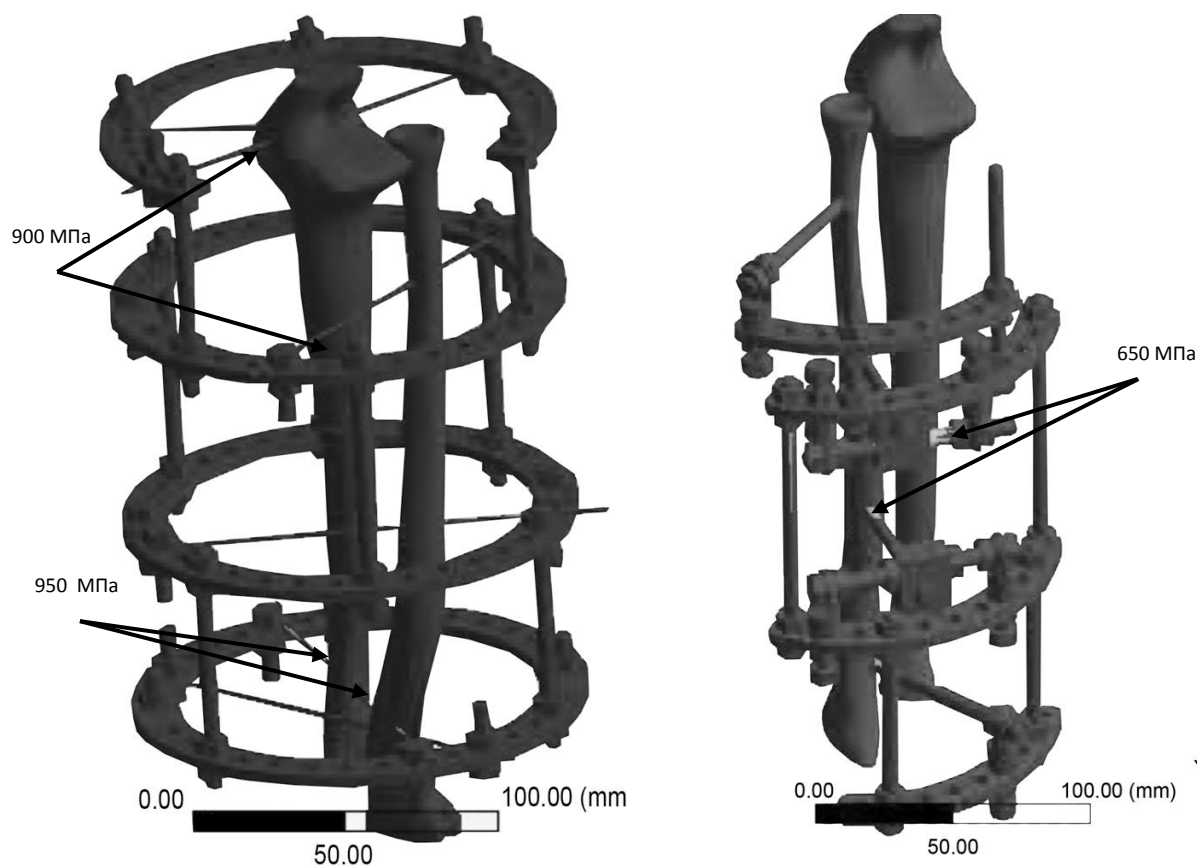


Рис. 4. Распределение интенсивности напряжений аппарата внешней фиксации:
а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

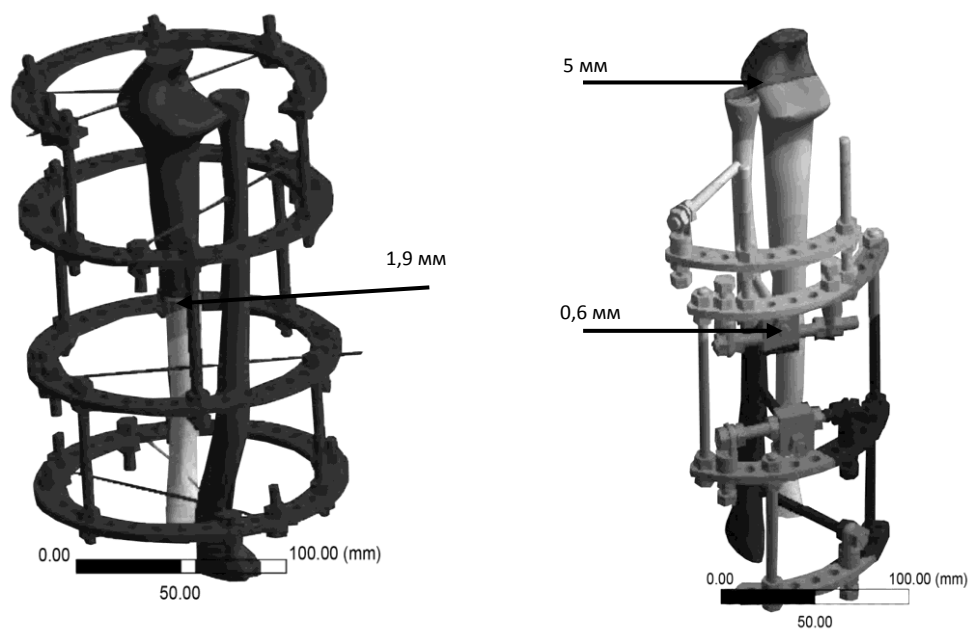


Рис. 5. Распределение интенсивности деформаций аппарата внешней фиксации:
а – спицевая компоновка; б – стержневая компоновка

Влияние нагрузки на напряженно-деформированное состояние кости в аппарате сравнения

**(спицевая компоновка)**

Нагрузка, Н	Напряжение, МПа		Деформация, мм	
	спицевая компоновка АВФ	стержневая компоновка АВФ	спицевая компоновка АВФ	стержневая компоновка АВФ
10	244	51	0,38166	0,128
50	1221	252	1,9083	0,638
100	2442	505	3,817	1,276
250	6105	1263	9,5416	3,191
500	12210	2526	19,083	6,382

Анализ результатов расчета

Проведенные численные расчеты и визуальный анализ показали, что конструкция аппарата внешней фиксации может выдерживать максимальную осевую нагрузку величиной 50 Н. Дальнейшее увеличение нагрузок приведет к увеличению концентрации напряжений и деформации, более 900 МПа и 5 мм, и вследствие этого, выхода конструкции из строя и смещению костных отломков, что недопустимо в клинической практике.

Таким образом, максимальная нагрузка оценивалась по достижению в конструкции напряжений превышающих предел текучести материала аппарата внешней фиксации (900 МПа) и деформации кости (5 мм). Изолинии напряжений показаны при максимальных нагрузках, которые выдерживает конструкция. Компьютерное моделирование выявило, что зоны концентрации напряжений возникают в стержневых конструкциях. Это связано с тем, что их толщина в этих местах очень мала.

Заклучение

Конструкция аппарата внешней фиксации в проведенных исследованиях определяется величиной и характером сил, действующих на кость. Практический интерес для выбора формы конструкции внешней фиксации представляют силы и напряжения, возникающие в процессе движений биосистемы. Поэтому представление картины распределения напряжений, сил, точек их приложения и количественная оценка действующих нагрузок позволяет сделать правильный выбор конструкции. Это важно не только с точки зрения долговечности аппарата, но и для обеспечения близких естественных нагрузок на кости предплечья. Иными словами, нагрузки, действующие на кости предплечья через аппарат внешней фиксации, должны вызывать у человека привычные ощущения и реакции. Поэтому, чем полнее картина реального распределения возникающих усилий и напряжений, тем более точно можно рассчитать конструкцию аппарата внешней фиксации и тем более органично он впишется в предназначенное для него место.

Библиографический список

1. Андреева Т.М., Огрызко Е.В., Редько И.А. Травматизм в Российской Федерации в начале нового тысячелетия // Вестник травматологии и ортопедии. 2007. № 2. С. 59–63.
2. Агаджанян В.В., Шаталин А.В., Кравцов С.А. Основные принципы организации и тактики медицинской транспортировки пострадавших с политравмой // Вестник травматологии и ортопедии. 2009. № 1. С. 7–13.
3. Раздельное восстановление длины костей предплечья после прекращения их роста / А.И. Афаунов [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии. 2008. № 2. С. 44–48.
4. Единак О.М. Идеальный остеосинтез. Атлас малоинвазивных хирургических технологий. Киев: Укрмедкнига, 2003. 176 с.
5. Аппарат для репозиции предплечья / Каплан А.В. [и др.] // Новые решения актуальных проблем в травматологии и ортопедии: учеб. пособие. М., 2001. С. 206–207.
6. Дыдыкин А.В. Минимально инвазивный остеосинтез при лечении пострадавших с переломами длинных костей конечностей и нестабильными повреждениями таза: автореф. дис. ... д-ра мед. наук. М., 2007. 48 с.
7. Швецов В.И., Швед С.И., Сысенко Ю.М. Чрескостный остеосинтез при лечении оскольчатых переломов. Курган, 2002. 137 с.
8. Оценка жесткости фиксации аппаратов внешней фиксации при повреждении монтеджиа с помощью моделирования напряженно-деформированного состояния / Бубнов А.С. [и др.]. Бюллетень Восточно-Сибирского научного центра СО РАМН. 2011. № 4–1. С. 266–273.
9. Vazquez A.A. Finite element analysis of the initial stability of ankle arthrodesis with internal fixation: flat cut versus intact joint contours // Clin. Biomech. Bristol, Avon, 2003. Vol. 18 (3). P. 244–253.
10. Zhang, G. Avoiding the material nonlinearity in an external fixation device / G. Zhang // Clin. Biomech. Bristol, Avon. 2004. Vol. 19 (7). P. 746–750.