

УДК 618.718.4

А.В. Коваленко, аспирант; А.М. Поляков, канд. техн. наук, доцент*Севастопольский национальный технический университет**Лаборатория биомеханики**ул. Университетская 33, г. Севастополь, Украина, 99053**E-mail: root@sevgtu.sebastopol.ua***АНАЛИЗ НАПРЯЖЁННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ НОВОГО МОНОАКСИАЛЬНОГО ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОГО ШУРУПА**

Проблема функционального восстановления опорно-двигательного аппарата человека после травм и заболеваний является одной из важнейших социально значимых задач настоящего времени. Особенно остро эта проблема стоит при выборе методов лечения заболеваний. В лаборатории биомеханики СевНТУ разрабатываются новые технологии и конструируются высоко технологичные анатомически адаптируемые имплантаты крупных суставов и позвоночника человека.

Ключевые слова: имплантат, позвоночник, технология, транспедикулярный шуруп

При лечении патологий позвоночника широкое применение получило использование имплантатов разнообразных конструкций, изготовленных из специальных биоинертных материалов и сплавов.

Одним из основных методов лечения повреждений и заболеваний позвоночника является применение имплантируемых и фиксирующих элементов [1]: межтеловые имплантаты; стабилизирующие пластины; транспедикулярные системы; эндопротезы межпозвонковых дисков; динамические системы.

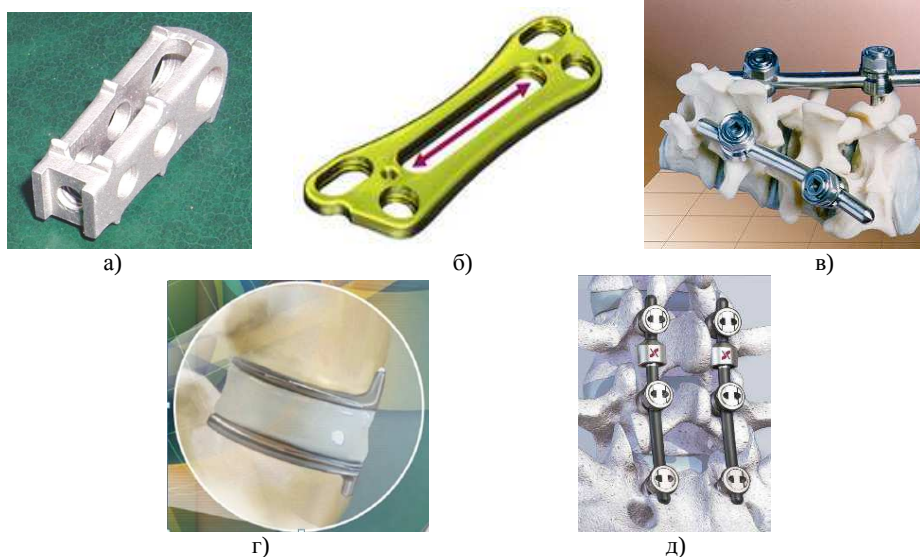


Рисунок 1 – Внешний вид имплантируемых элементов: а) спинальный межтеловой имплантат, б) пластина «Луга» компании SCIENT'X для грудного и поясничного отдела, в) транспедикулярная система «МОСТ», г) шейный эндопротез «BRYAN» компании Medtronic д) динамическая транспедикулярная система «TTL» компании SCIENT'X

В зависимости от конкретной клинической ситуации используется соответствующий способ фиксации. Для достижения наилучших результатов лечения часто используют сочетание стабилизирующих элементов, например, межтеловых имплантатов с транспедикулярной системой.

Транспедикулярные системы состоят из стержней, которые в итоге образуют конструкцию рамного типа, крепящуюся шурупами к телам позвонков. Такая конструкция является жесткой и воспринимает действующие со стороны позвоночника значительные нагрузки без существенных деформаций [2].

При модернизации и совершенствовании известных конструкций транспедикулярных систем (ТПС) особый интерес представляет анализ напряженно-деформированного состояния, как в целом, так и каждого из элементов, в частности.

Одним из основных вопросов при выполнении анализа напряженно-деформированного состояния является определение максимальных действующих нагрузок на позвоночник. А. Нехельсон определил, что нагрузка в поясничных дисках, в зависимости от положения тела человека, достигает 3000 Н. К тому же с течением времени позвоночник изменяет свою длину (становится либо больше, либо меньше), а под

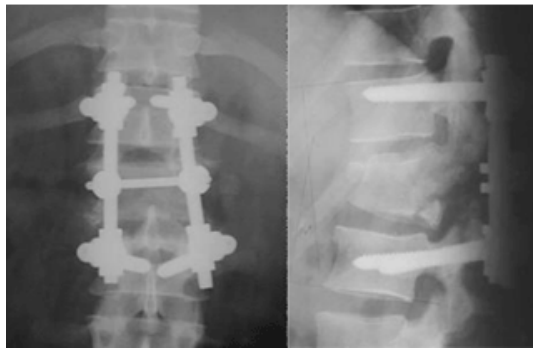


Рисунок 2 – Рентгенограммы установленной транспедикулярной системы

действием знакопеременных нагрузок происходит разрушение транспедикулярных шурупов либо тел позвонков. Все это приводит к необходимости повторных вмешательств, (рисунок 3) [3].

Нагрузка в 3000 Н является общепринятой для проверочного расчёта транспедикулярных систем на прочность.

Для проведения анализа НДС применялся метод конечных элементов в среде CosmosDesignStar. При этом были использованы упрощённые 3D-модели ТПС, выполненные в среде КОМПАС-3D V10.

Статистический анализ деформированного состояния показал, что наибольшие напряжения возникают в транспедикулярном шурупе в области перехода цилиндрической головки (рисунок 6), что свидетельствует о наличии опасного сечения. Таким образом, наиболее вероятное разрушение шурупа при эксплуатации будет возникать в этой зоне. Следует учесть, что поведение трещины (концентрактора напряжения) или дефекта в биологических тканях отличается от поведения их в технических материалах; например, трещины в биологических тканях могут заживать, тем самым полностью снимая или уменьшая нагрузку.

При переломах транспедикулярных шурупов система не может обеспечивать необходимую стабильность позвоночника, и, как следствие, необходима повторная операция. Для этого требуется извлечь сломанный фрагмент из тела позвонка. Чаше всего это трудновыполнимая операция по следующим причинам: отсутствие необходимого инструмента для вывинчивания обломков; врастание костных структур в резьбовую часть шурупа.

Задачу извлечения фрагментов можно решить, используя транспедикулярные шурупы новой конструкции. Для этого в конструкции моноаксиальных транспедикулярных шурупов, целесообразно выполнить профильные канавки, открытые в сторону головки и расположенные на одинаковых угловых

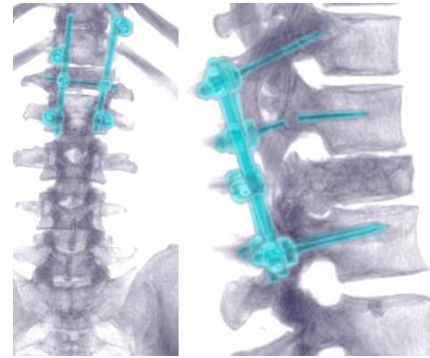


Рисунок 3 – Рентгенограмма разрушенной транспедикулярной системы

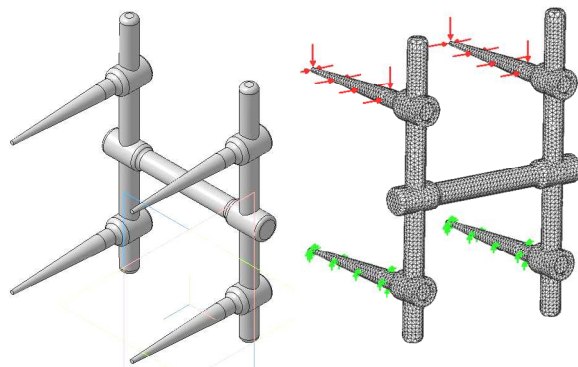


Рисунок 4 – 3D модель транспедикулярной системы

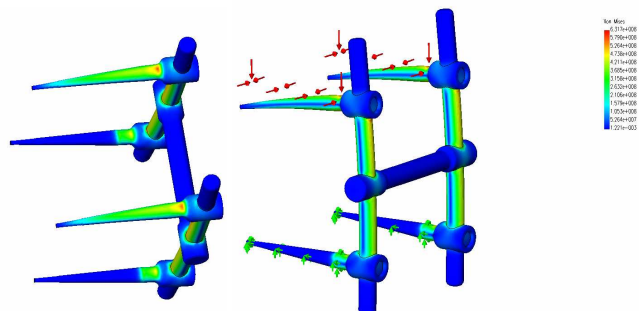


Рисунок 5 – Картина напряженно-деформированного состояния транспедикулярной системы

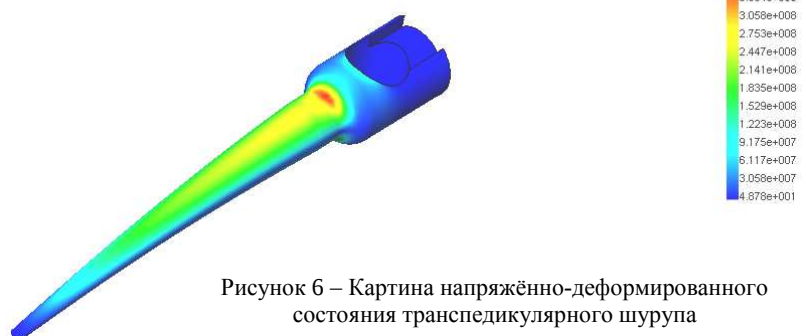


Рисунок 6 – Картина напряженно-деформированного состояния транспедикулярного шурупа

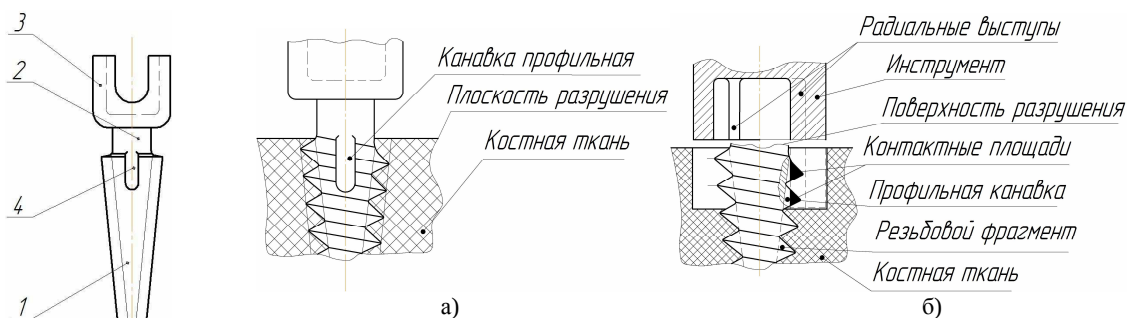


Рисунок 8 – Моноаксиальный транспедикулярный шуруп

а) схема относительного расположения конструктивных элементов шурупа и костной ткани позвонка б) схема извлечения резьбового фрагмента шурупа из костной ткани

Рисунок 7 – Общий вид предлагаемого моноаксиального транспедикулярного шурупа
1 – резьбовая часть, 2 – шейка, 3 – головка, 4 – продольная канавка

расстояниях друг от друга, глубина которых может быть равна высоте профиля резьбы, (рисунок 7) [4].

Наличие на резьбовой части продольных канавок позволяет осуществлять извлечение из костной ткани резьбового фрагмента выворачиванием.

Анализ напряженно-деформированного состояния показал, что наличие на резьбовой части продольных канавок, двух-трех и более, в зависимости от диаметров стандартных транспедикулярных шурупов, практически не влияет на его прочность, которая определяется внутренним несущим конусом резьбовой части с максимальным диаметром, равным диаметру шейки.

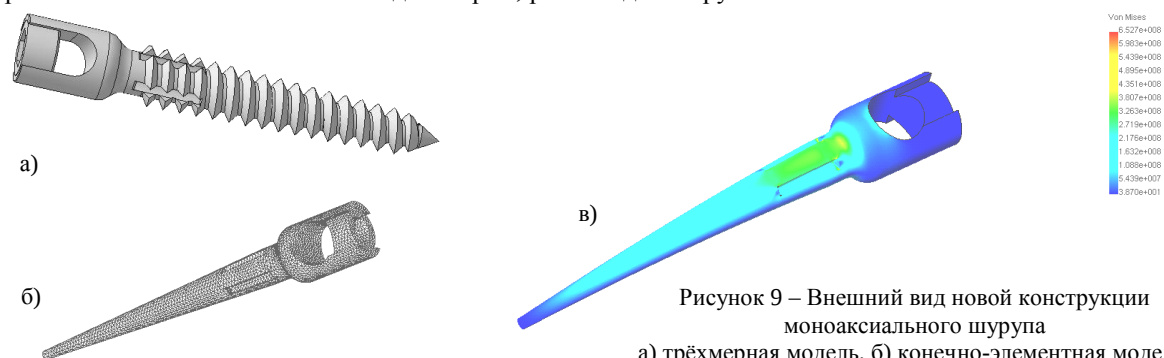


Рисунок 9 – Внешний вид новой конструкции моноаксиального шурупа

а) трёхмерная модель, б) конечно-элементная модель, в) картина напряжён деформированного состояния

Кроме того, врастание костной ткани в полости канавок способствует увеличению прочности и стабильности шурупа, так как уменьшает длину верхних кольцевых винтовых канавок, являющихся концентраторами напряжений, приводящие к возникновению усталостных трещин.

Анализ напряженно-деформированного состояния различных конструкций шурупов позволяет оценить влияние новых конструктивных элементов на характер их деформаций. Это позволяет создавать усовершенствованные конструкции транспедикулярных систем, в том числе и динамических.

Дальнейшая работа будет направлена на моделирование работы транспедикулярных шурупов для оценки деформаций с учётом его взаимодействия с телами позвонков, имеющих переменную структуру (кортикальная и спонгиозная костная ткань). На основании результатов этих исследований можно будет мотивированно подойти к проектированию и конструированию динамических транспедикулярных систем, которые являются последним словом в лечении травм и заболеваний позвоночника.

Библиографический список

1. Dynamic Solutions for the Spine SCIENT'X [Электронный ресурс]. — Электрон. текстовые данные (6101 kbytes). — Режим доступа: <http://www.scient-x.com/home.php> Четверг, 10 Сентября 2009 12:26:36.
2. Радченко В.А. Практикум по стабилизации грудного и поясничного отделов позвоночника / В.А. Радченко [и др.]. — Харьков: Прапор, 2004. — 160 с.
3. Тезисы докладов 5-ого международного симпозиума «Малоинвазивные технологии в лечении дегенеративных заболеваний позвоночника», Харьков, 25 мая 2007 г. — Харьков, 2007. — 138 с.
4. Заявка № а2010 00430 на получение патента на изобретение, Украина, МПК7 А61F2/32. Моноаксиальный транспедикулярный шуруп / Пашков С.В. [та ін.]; заявитель Севастопольский национальный технический университет. — Дата приоритета 18.01.10.

Поступила в редакцию 13.05.2010 г.