

Таким образом, проведенные испытания пары трения показали высокую эффективность применения головок из материала «ТИУДИН» на основе титанового сплава ВТ6 для элементов высоконагруженных искусственных суставов.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ №06-04-90812 Мол_а.

Литература

1. Медицинские и социальные проблемы эндопротезирования суставов конечностей. / В.П. Москалев, Н.В. Корнилов, К.И. Шапиро, А.М. Григорьев, А.Ю. Каныкин. – СПб.: МОРСАР АВ, 2001. – 160 с.
2. Гаврюшенко Н.С. Материаловедческие аспекты создания эрозионностойких узлов трения искусственных суставов человека. – Автореф. докт. дис. – М.: МАТИ-РГТУ им. К.Э. Циолковского, 2000. – 48 с.
3. Ильин А.А., Скворцова С.В., Мамонов А.М., Карпов В.Н. Применение материалов на основе титана для изготовления медицинских имплантатов // Металлы, 2002, №3. – С. 97-104.

УДК 658.523:616-7

МЕХАНИЧЕСКИЕ ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМЫ КОСТЬ-ИМПЛАНТАТ, ИМИТИРУЮЩЕЙ СОЕДИНЕНИЕ ГРУДИНЫ ПОСЛЕ СРЕДИННОЙ СТЕРНОТОМИИ

д.т.н., проф. М.Ю. Коллеров, к.т.н., доц. Д.Е. Гусев, к.т.н., доц. А.В. Матыцин,
А.А. Печетов*, А.А. Чернышова, Д.А. Ламзин

В работе проведены испытания различных медицинских материалов, используемых для остеосинтеза фрагментов грудной кости. Показано, что наилучшей биомеханической совместимостью с костной тканью обладают имплантаты из сплава на основе никелида титана и лигатура из лавсана.

Tests of different medical material, used for wire-loop fixation of sternum's fragment, were realized in this work. It was shown, that implants of NiTi on base alloys and ligature of lavsan, is characterized by best biomechanical compatibility with bone.

Сердечно-сосудистые заболевания и патологии органов средостения и легких по-прежнему остаются весьма распространенными. Однако хирургическая тактика вмешательств постоянно совершенствуется, что позволяет выполнять сложные, в том числе расширенные операции. В связи с этим в настоящее время при лечении упомянутых заболеваний наиболее часто используется торакальный доступ с продольным рассечением грудины – так называемая срединная стернотомия. Соединение (остеосинтез) фрагментов грудины после данного вмешательства, осуществляется различными способами. Наиболее распространенным является шов грудины с помощью нитей (рис. 1а), выполненных из полимерных материалов (например, лавсана) или из металлических лигатур (технически чистый титан, нержавеющая сталь).

* Институт хирургии им. А.В. Вишневского РАМН, г. Москва, Россия

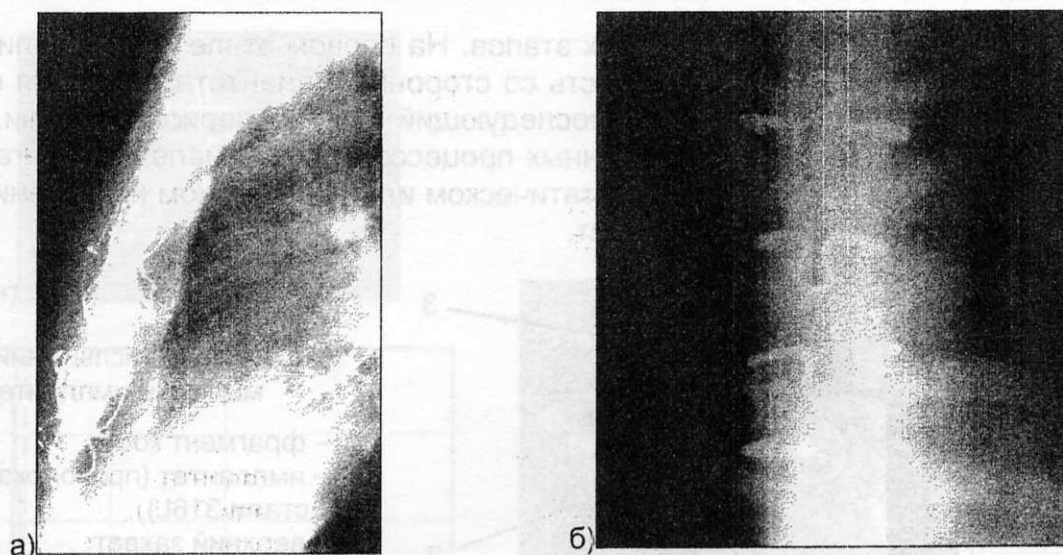


Рис. 1. Пример соединения фрагментов грудины лигатурой из титановой проволоки (а) и фиксаторами из сплава ТН1 (б)

Недостатком такого соединения является высокая опасность нарушения целостности грудины в результате ее прорезывания швами за счет экскурсии ребер при дыхательных движениях. В особенности усиливают этот процесс кашель и чихание. В свою очередь это приводит к подвижности фрагментов грудины, появлению диастаза, частичному или полному разрушению грудины или разрыву швов, а также увеличению риска развития инфекционных осложнений, требующих проведения повторной операции.

В последние годы для соединения рассеченной грудины используют также различные конструкции фиксаторов из титановых сплавов, особенности конструкций которых снижают опасность прорезывания кости, а также не вызывает реакций со стороны тканей организма. Одним из наиболее эффективных методов соединения грудины с точки зрения биомеханической совместимости конструкции имплантата и грудины представляют фиксаторы с саморегулирующейся компрессией из сплава на основе никелида титана ТН1 [1-3]. Клиническая практика показала, что применение фиксаторов из сплава ТН1 позволило снизить количество послеоперационных осложнений.

В настоящей работе были проведены испытания системы кость-имплантат с целью изучения особенностей механического поведения различных материалов, используемых для соединения частей грудины после срединной стернотомии.

В качестве объекта исследования были выбраны фиксаторы из сплава ТН1 (предоставленные ЗАО «КИМФ»), лавсановые нити и проволока $\varnothing 0,75$ мм из нержавеющей стали 316L аустенитного класса, а также фрагменты бараньей грудины, разрезанной в продольном направлении на две симметричные части.

Фрагмент костного материала помещали в захваты испытательной машины (TIRAtest 2300) таким образом, чтобы при испытаниях можно было симитировать условия сшивания реальной грудины и определить при этом развиваемые усилия компрессии (рис. 2). Для этого фрагмент грудины устанавливали в нижнем захвате машины, а затем притягивали его с помощью имплантатов (лигатуры или фиксатора) к верхнему захвату, имитирующему вторую половину кости. При использовании лигатуры имитировали чрезкостный метод сшивания грудины, когда нить или проволока проводятся сквозь костную ткань специальной иглой.

Испытания состояли из двух этапов. На первом этапе определяли изменение усилий, действующих на кость со стороны имплантата, во время его установки (сшивания грудины) и в последующий за этим период времени, когда возможно протекание релаксационных процессов в материале имплантата и в кости. Второй этап заключался в статическом или циклическом нагружении растяжением системы кость-имплантат.

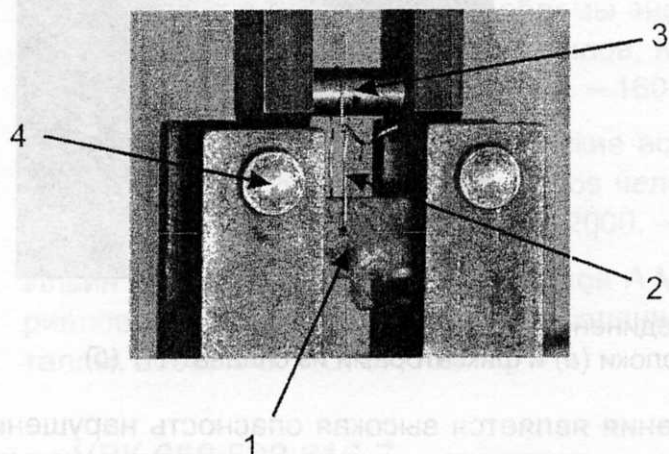


Рис. 2. Схема испытаний системы кость-имплантат:

- 1 – фрагмент кости,
- 2 – имплантат (проволока из стали 316L),
- 3 – верхний захват, имитирующий ответную часть фрагмента кости,
- 4 – опора нижнего захвата

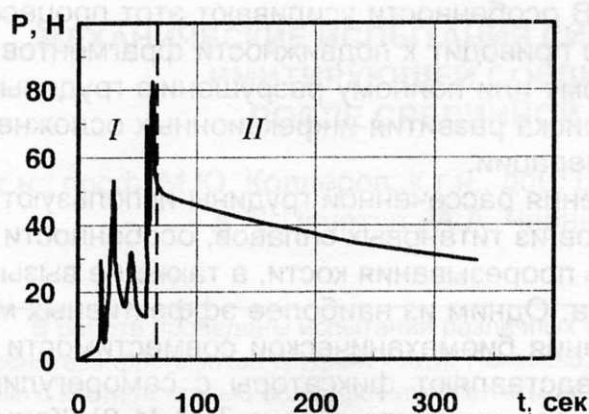


Рис. 3. Изменение усилий, развиваемых при затягивании петли из титановой проволоки (область I) и в последующие моменты времени (область II)

Так диаграмма на рис. 3. иллюстрирует изменение усилий, создаваемых в процессе затягивания петли из стальной проволоки (область I) и в последующий после затягивания петли промежуток времени в отсутствие каких-либо внешних воздействий (область II). В процессе закручивания металлической проволоки максимальный уровень усилий достигает значений, превышающих 80 Н. После окончательного закручивания проволочной петли усилия устанавливаются на величине порядка 50 Н. Однако уже в течение нескольких минут после установки имплантата эти усилия значительно снижаются вследствие протекания релаксационных процессов до величины 25 – 30 Н.

Испытание фрагмента грудины с лавсановой нитью показали, что усилия, возникающие при затягивании петли, могут достигать значений 100 – 110 Н (рис. 4). Однако в конечном итоге усилие компрессии составляет около 20 Н. В последующий период времени возможен некоторый рост развиваемых усилий (до 25 – 30 Н), что связано с особенностями механического поведения полимерных материалов, у которых под действием внешних напряжений происходит перестройка структуры макромолекул вещества. Наличие такого эффекта вовсе не означает отсутствие релаксации усилий при соединении частей грудины лавсановой лигатурой. При более высоких значениях усилий наблюдается их релаксационное снижение, так же как и при фиксации кости проволокой.

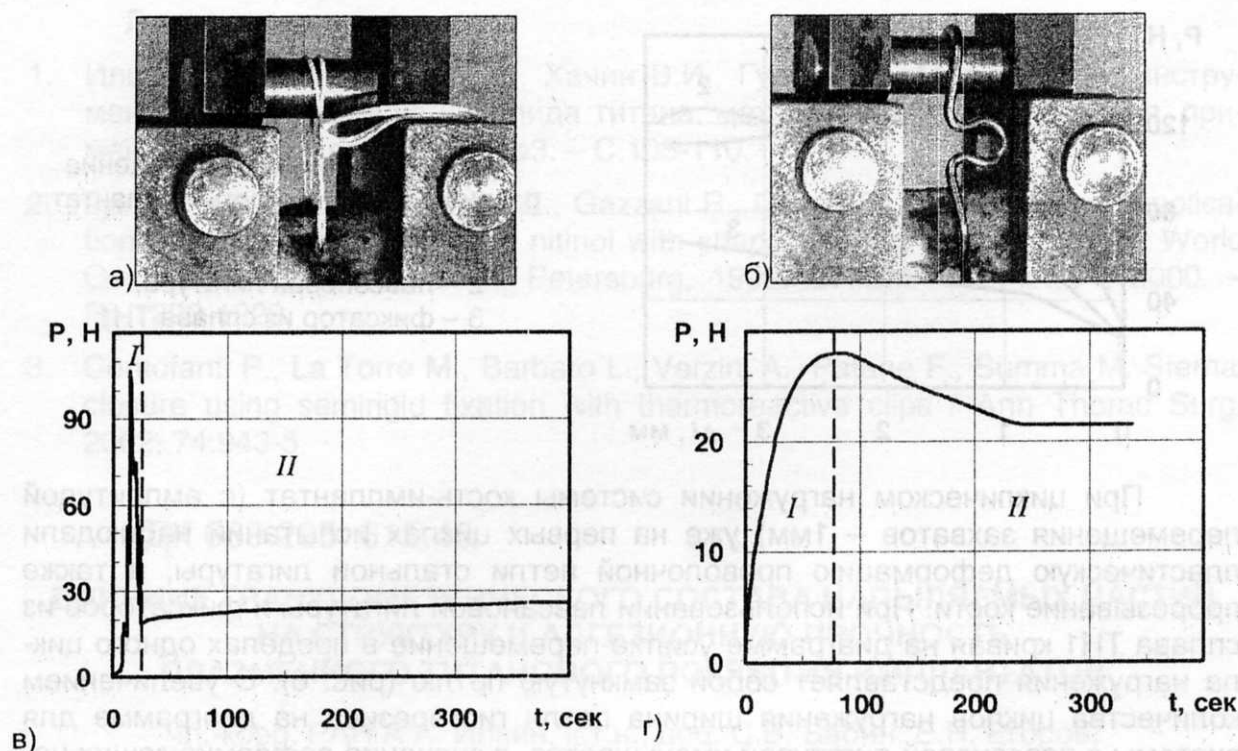


Рис. 4. Испытание системы кость-имплантат.

а, в – лавсановая лигатура, б, г – фиксатор из сплава ТН1

Для установки фиксаторов из никелида титана с боковой поверхности грудины были удалены мягкие ткани. Размер фиксаторов выбирали таким образом, чтобы его установочная величина $\Delta L_{уст}$ была равна 4 мм [2]. Перед испытаниями фиксатор деформировали в охлажденном состоянии для его установки в захваты машины, а затем нагревали до температуры 37 ± 1 °С потоком теплого воздуха.

При нагреве фиксатор стремится вернуть свою исходную форму и в результате противодействия восстановлению формы со стороны захватов и фрагмента кости развивает усилия компрессии. На рис. 4г показана диаграмма изменения усилий в процессе нагрева фиксатора до температуры испытаний и во время последующей выдержки при заданной температуре. Усилия, развиваемые фиксатором, возрастают плавно, без резких скачков нагрузки, способных травмировать кость. Максимальный уровень усилий составил 25 – 30 Н, затем было отмечено некоторое незначительное снижение усилий, которые вскоре стабилизировались на уровне не менее 20 Н.

После того, как уровень развиваемых усилий стабилизировался на некоторой постоянной величине, систему кость-имплантат подвергали испытанию на растяжение (рис. 5). При испытании кости со стальной лигатурой по достижении уровня усилий порядка 150 Н происходит ее разрушение, которое заключалось в образовании трещины вдоль хряща на границе двух сегментов грудины. При растяжении системы кость-имплантат с лавсановой лигатурой усилия возрастают более плавно, чем в предыдущем случае. Разрушение кости наступает при больших перемещениях и начинается по достижении критической нагрузки, равной 120 – 130 Н. При испытании системы с фиксатором из сплава ТН1 усилия деформации снижаются еще больше. Поэтому даже при большом увеличении расстояния между захватами разрушения кости не происходит.

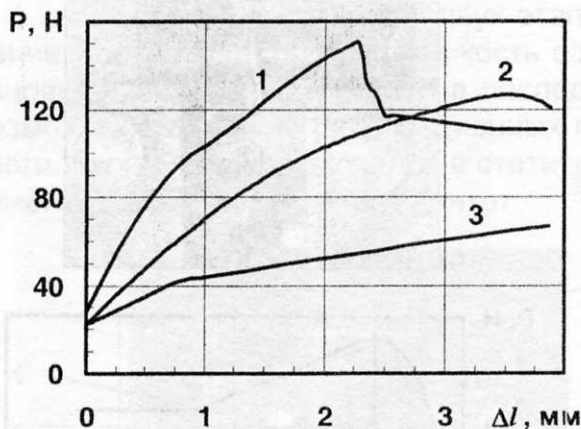


Рис. 5. Механическое поведение различных систем кость-имплантат:

- 1 – стальная лигатура,
- 2 – лавсановая лигатура,
- 3 – фиксатор из сплава ТН1

При циклическом нагружении системы кость-имплантат (с амплитудой перемещения захватов – 1 мм) уже на первых циклах испытаний наблюдали пластическую деформацию проволоочной петли стальной лигатуры, а также прорезывание кости. При использовании лавсановой лигатуры и фиксаторов из сплава ТН1 кривая на диаграмме усилие-перемещение в пределах одного цикла нагружения представляет собой замкнутую петлю (рис. 6). С увеличением количества циклов нагружения ширина петли гистерезиса на диаграмме для системы с лавсановой лигатурой уменьшается, а значения деформирующих нагрузок постепенно снижаются, что приводит к снижению жесткости системы: в первом цикле она равна 56 Н/мм, а на сотом – 51 Н/мм. При нагружении системы с фиксатором из сплава ТН1 также наблюдается сужение петли гистерезиса. Однако при этом отмечен небольшой рост жесткости системы: на первом цикле она составила 14 Н/мм, а на сотом – 18 Н/мм.

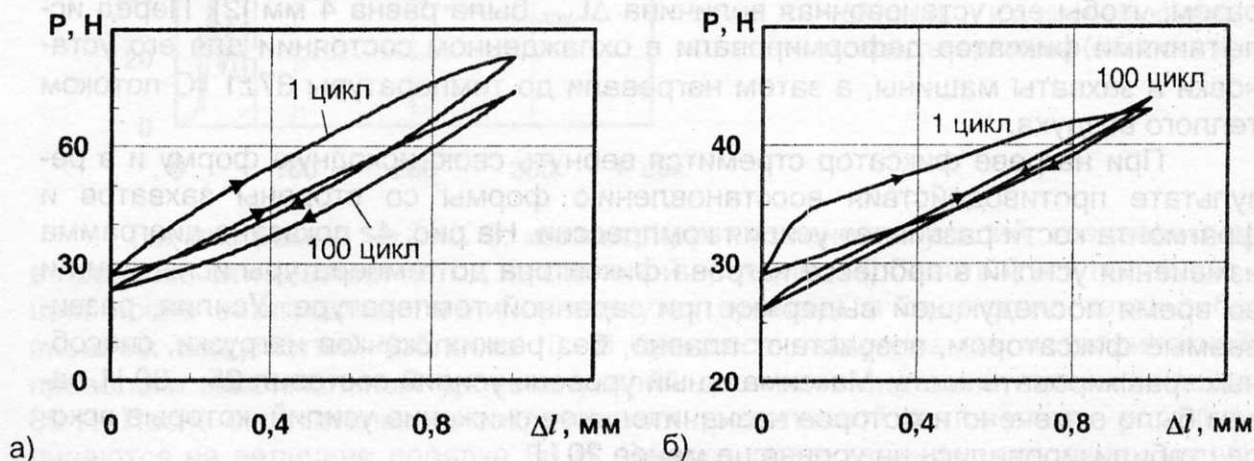


Рис. 6. Циклическое нагружение системы кость-имплантат:

- а – лавсановая лигатура, б – фиксаторы из сплава ТН1

Таким образом, проведенные испытания показали, что фиксаторы из сплава ТН1 обладают наилучшей биосовместимостью, хотя и имеют более низкую жесткость по сравнению с лигатурами. В сочетании с простотой технологии их установления на груди использовать такие фиксаторы при торакальной хирургии целесообразнее. Проведенные исследования позволяют также сделать рекомендации о совместном использовании лавсановой лигатуры и фиксаторов из сплава ТН1 в случае остеосинтеза грудины у пациентов с большим весом.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 06-04-90812 Мол_а.

Литература

1. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Хачин В.И., Гусев Д.Е. Медицинский инструмент и имплантаты из никелида титана: металлведение, технология, применение // Металлы, 2002, №3. – С.105-110.
2. Ilyin A., Kollerov M., Davydov E., Gazzani R., Gusev D. Production and application features of implants from nitinol with shape memory effect / The 9th World Conference on Titanium. St. Petersburg, 1999. CRISM «Prometey», 2000. – Pp.1223-1229.
3. Centofanti P., La Torre M., Barbato L., Verzini A., Patane F., Summa M. Sternal closure using semirigid fixation with thermoreactive clips / Ann Thorac Surg, 2002; 74:943-5.

УДК 669.295: 615.46

ВЛИЯНИЕ ГРАНУЛОМЕТРИЧЕСКОГО СОСТАВА НАПЫЛЯЕМЫХ ЧАСТИЦ НА СТРУКТУРУ И АДГЕЗИОННУЮ ПРОЧНОСТЬ ПЛАЗМЕННОГО ТИТАНОВОГО ПОКРЫТИЯ ИМПЛАНТАТОВ

чл.-корр. РАН А.А. Ильин, к.т.н., доц. С.В. Бабин, Е.Н. Егоров,
к.т.н. В.Н. Карпов, О.А. Симилов

В работе приведены результаты исследований по влиянию режимов плазменного нанесения на пористость и адгезионную прочность пористого титанового покрытия.

This work presents the results of the study of the influence of routines of spray treatment on porosity and adhesion strength of spraying titanium coating.

Титановые сплавы широко применяют в качестве материалов имплантатов, в частности элементов эндопротеза тазобедренного сустава (ЭПТБС). Для улучшения остеоинтеграции имплантатов необходимо повысить пористость и шероховатость его поверхности. Одним из перспективных способов получения пористого титанового покрытия является плазменное напыление. При этом адгезионная прочность покрытия с подложкой должна составлять не менее 40 МПа при общей пористости 40-50% [1].

В данной работе исследовали влияние технологических режимов плазменного напыления (силы тока, расхода плазмообразующих газов аргона и гелия, мощности дуги) на гранулометрический состав плазменной струи, скорость напыляемых частиц, пористость, плотность и адгезионную прочность покрытия из технического титана марки ВТ1-0.

Нанесение покрытия проводили методом плазменного напыления проволоки ВТ1-0. Напыление проводили в три слоя. Толщина каждого слоя составляла $\approx 0,14-0,16$ мм. Общая толщина покрытия около 0,5 мм. Дисперсность напыления регулировали путем изменения мощности дуги. Режимы напыления были следующие:

- режим I: 1 слой – $U=34$ В, $I=300$ А, $G_r=0,5$ усл.ед. (средний распыл);
2 и 3 слои – $U=32$ В, $I=300$ А, $G_r=0,4$ усл.ед. (крупный распыл);
- режим II: 3 слоя – $U=34$ В, $I=300$ А, $G_r=0,5$ усл.ед. (средний распыл);
- режим III: 3 слоя – $U=32$ В, $I=300$ А, $G_r=0,4$ усл.ед. (крупный распыл);
- режим IV: 3 слоя – $U=38$ В, $I=320$ А, $G_r=0,6$ усл.ед. (мелкий распыл);