

УДК 669.295:245:615.472

ОЦЕНКА БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СОВМЕСТИМОСТИ ИМПЛАНТИРУЕМЫХ ОПОРНЫХ ПЛАСТИН ИЗ СПЛАВОВ НА ОСНОВЕ ТИТАНА И НИКЕЛИДА ТИТАНА МЕТОДОМ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ*

EVALUATION OF THE BIOMECHANICAL COMPATIBILITY OF IMPLANTABLE SUPPORT PLATES OF TITANIUM-BASED AND NICKEL-TITANIUM ALLOYS BY COMPUTER SIMULATION

Д.Е. ГУСЕВ (D. Gusev), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

М.Ю. КОЛЛЕРОВ (M. Kollorov), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

Е.И. ОРЕШКО (E. Oreshko), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского»

С.С. РУДАКОВ (S. Rudakov), ФГУ «Институт хирургии им. А.В. Вишневского»

П.А. КОРОЛЕВ (P. Korolev), ФГУ «Институт хирургии им. А.В. Вишневского»

The mechanical behavior of support plates for the correction of funnel chest deformation of steel and titanium-based and nickel-titanium alloys in conditions close to operational was investigated. The finite element method applied to calculate the stress-strain state of support plate - sternocostal complex. Calculations showed that the use of titanium and TiNi plates reduces the overload of tissues sternum in contact with the implant.

Ключевые слова: сплавы на основе титана, никелид титана, остеосинтез, кость, грудная клетка, опорная пластина, жесткость, метод конечных элементов.

Keywords: titanium based alloys, titanium nickelide, osteosynthesis, bone, chest, base plate, stiffness, method of finite elements.

Опорные пластины из сплавов на основе титана и никелида титана могут применяться в торакальной хирургии [1] при коррекции воронкообразной деформации грудной клетки (ВДГК). ВДГК представляет собой различное по глубине и конфигурации западение передней поверхности грудной стенки. Схематичное изображение ВДГК приведено на рис. 1.

Западение грудной стенки возникает вследствие опережающего роста ребер из-за врожденно-наследственных нарушений роста и развития реберных хрящей. К настоящему времени в клинической практике известно более 80 различных

способов коррекции воронкообразной деформации грудной клетки. Для этого применяются различные имплантаты из полимерных и металлических материалов [1]. Наиболее перспективными представляются операции с использованием внутренних фиксирующих устройств – пластин, а наиболее распространенным материалом для их изготовления является нержавеющая сталь [2]. Однако по модулю упругости сталь значительно отличается от костных, связочных и хрящевых структур грудины, что может приводить к нарушению нормальной биомеханики грудины и развитию осложнений. Сплавы на основе титана и никелида титана

* Результаты получены при финансовой поддержке ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы в рамках конкурса № НК – 618П проект № 749 П.

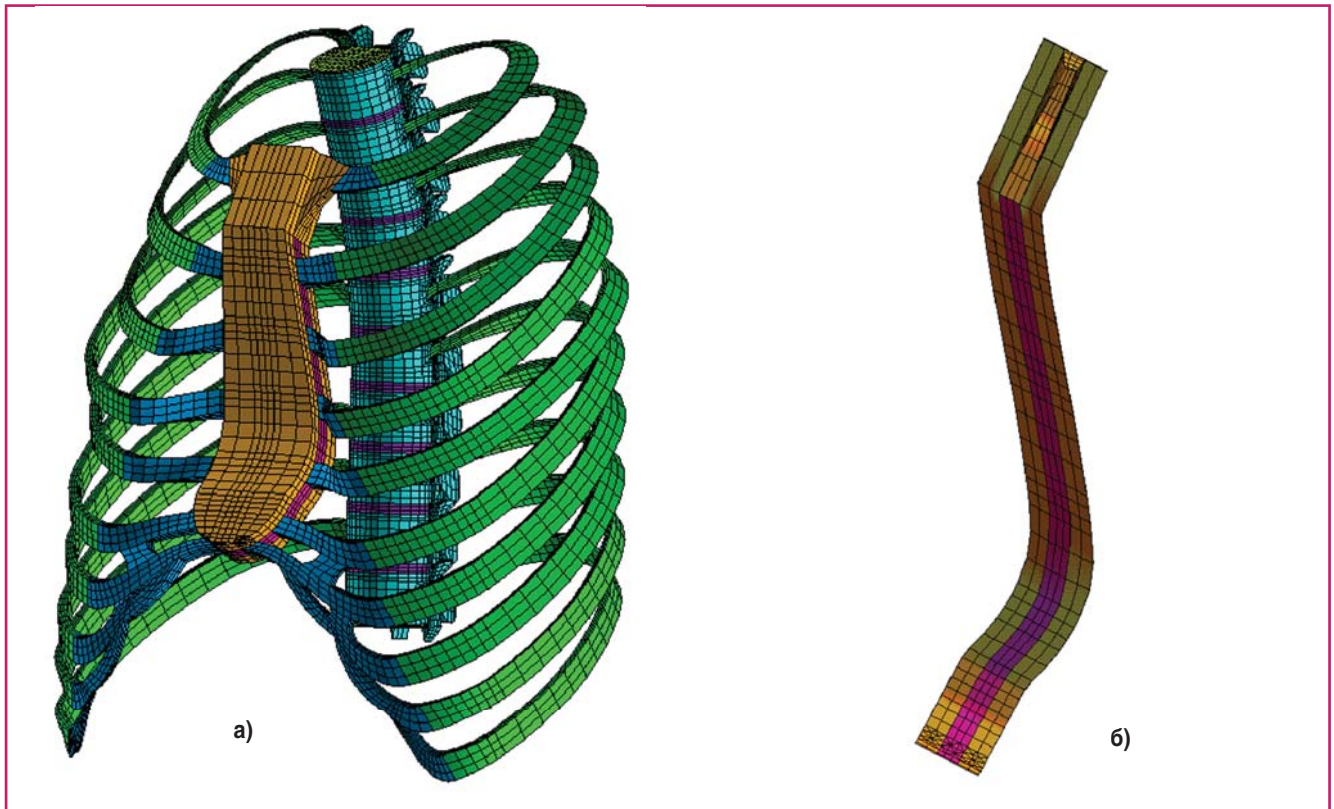


Рис. 1 Модель грудно-реберного комплекса с воронкообразной деформацией: а – общий вид, б – вид сбоку грудной кости (грудины)

имеют значительное преимущество по сравнению с медицинскими сплавами на основе железа, модуль упругости которых в два с лишним раза выше, чем у титановых сплавов.

В этой связи при выборе материалов для опорных пластин, предназначенных для коррекции ВДГК, необходимо провести биомеханическое обоснование их работоспособности. Оно заключается в теоретическом анализе (расчете) и про-

гнозировании механического поведения системы «имплантат – грудно-реберный комплекс».

Ввиду сложного строения грудной клетки, включающей в себя большое число сложно сопряженных элементов костной и хрящевой ткани, для проведения таких расчетов целесообразно использовать компьютерное моделирование, а именно – метод конечных элементов. В качестве инструмента, осуществляющего расчет напряженно-

Модули нормальной упругости твердых тканей грудно-реберного комплекса и опорных пластин, использованные при компьютерном моделировании

Таблица 1

№	Твердая ткань / материал пластины	Модуль упругости, МПа
1	Тела позвонков	1 000
2	Межпозвонковые диски	8
3	Рёбра	20 000
4	Хрящи	50
5	Кортикальные пластинки грудины	10 000
6	Спонгиозное тело грудины	500
7	Опорная пластина из стали	200 000
8	Опорная пластина из титана	110 000
9	Опорная пластина из никелида титана	20 000□

* - при анализе механического поведения пластин из никелида титана в расчет закладывали величину эффективного модуля упругости, равного отношению предельно допустимого напряжения мартенситного сдвига к соответствующей предельно допустимой деформации, при достижении которых в материале развивается скольжение.

деформированного состояния имплантата и элементов грудино-реберного комплекса (ГРК), нами был использован пакет программ ANSYS 10.0.

При создании математической модели грудино-реберного комплекса (см. рис. 1) существенную роль играет выбор задаваемых для расчета механических характеристик костных и хрящевых структур, составляющих модель грудной клетки. Упругие характеристики твердых тканей, необходимые для моделирования механического поведения грудино-реберного комплекса, приведены в таблице 1.

Высота грудной клетки была задана равной 330 мм, а ширина – 290 мм. Высота и ширина грудины – 200 и 58 мм, соответственно. Размеры грудной клетки и свойства ее структур соответствуют среднестатистическим значениям для взрослого человека (25 – 40 лет). Глубина западения ГРК была задана равной 40 мм, что отвечает II степени деформации.

Для оценки биомеханической совместимости опорных пластин из различных материалов конечно-элементная модель грудино-реберного

комплекса была дополнена установленной с целью коррекции ВДГК опорной пластиной (толщиной 2,1 или 3,0 мм и шириной 12 мм), форма которой отвечает нормальному анатомическому строению грудной клетки (рис. 2).

Установку опорной пластины при компьютерном моделировании осуществляли в соответствии с медицинской технологией торакопластики при коррекции ВДГК по методике Насса [2]. Согласно этой методике металлическую пластину заводят под грудину, а концы пластины закрепляют на ребрах (см. рис. 2б). Данный метод коррекции ВДГК является малоинвазивным и не требует проведения резекции ребер и реберных хрящей. Устранение западения грудной клетки достигается благодаря механической силе, развиваемой имплантатом после его установки.

Компьютерное моделирование показало, что при установке опорной пластины на ГРК с ВДГК наблюдается выпрямление грудины (рис. 3). Причем с увеличением модуля упругости и толщины пластины глубина западения грудино-реберного комплекса уменьшается (см. рис. 3г). При этом в случае установки стальной пластины толщиной 3 мм западение грудино-реберного комплекса устраняется полностью.

Следует отметить, что с увеличением модуля упругости материала опорной пластины возрастает также и величина смещения краев ребер (рис. 4), к которым крепится пластина, от своего первоначального положения. Это смещение особенно заметно в случае установки стальных пластин и может достигать 11 мм, что в свою очередь может послужить причиной возникновения сильных болевых ощущений у пациентов в послеоперационный период.

В результате расчета напряженно-деформированного состояния исследуемой системы были определены максимальные контактные напряжения, возникающие в костных тканях и в материале пластин (табл. 2).

Из полученных результатов можно сделать заключение о том, что при использовании титановой пластины для коррекции ВДГК она будет находиться в упругом состоянии, поскольку определенные максимальные напряжения не превышают предела текучести титановых сплавов. По уровню напряжений и смещений, возникающих при установке пластин из никелида титана, можно утверж-

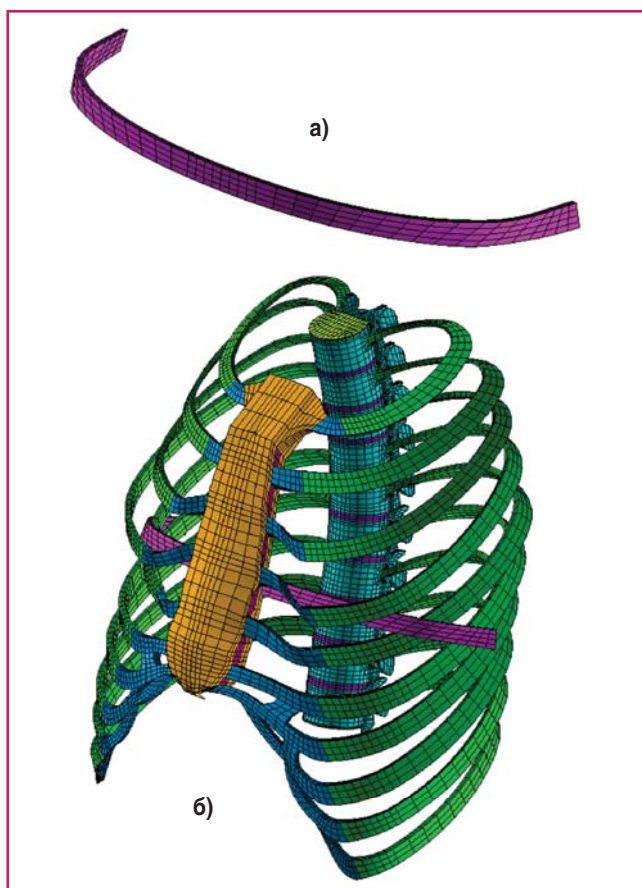


Рис. 2 Модель опорной пластины: общий вид пластины (а) и способ установки пластины по методике Насса (б)

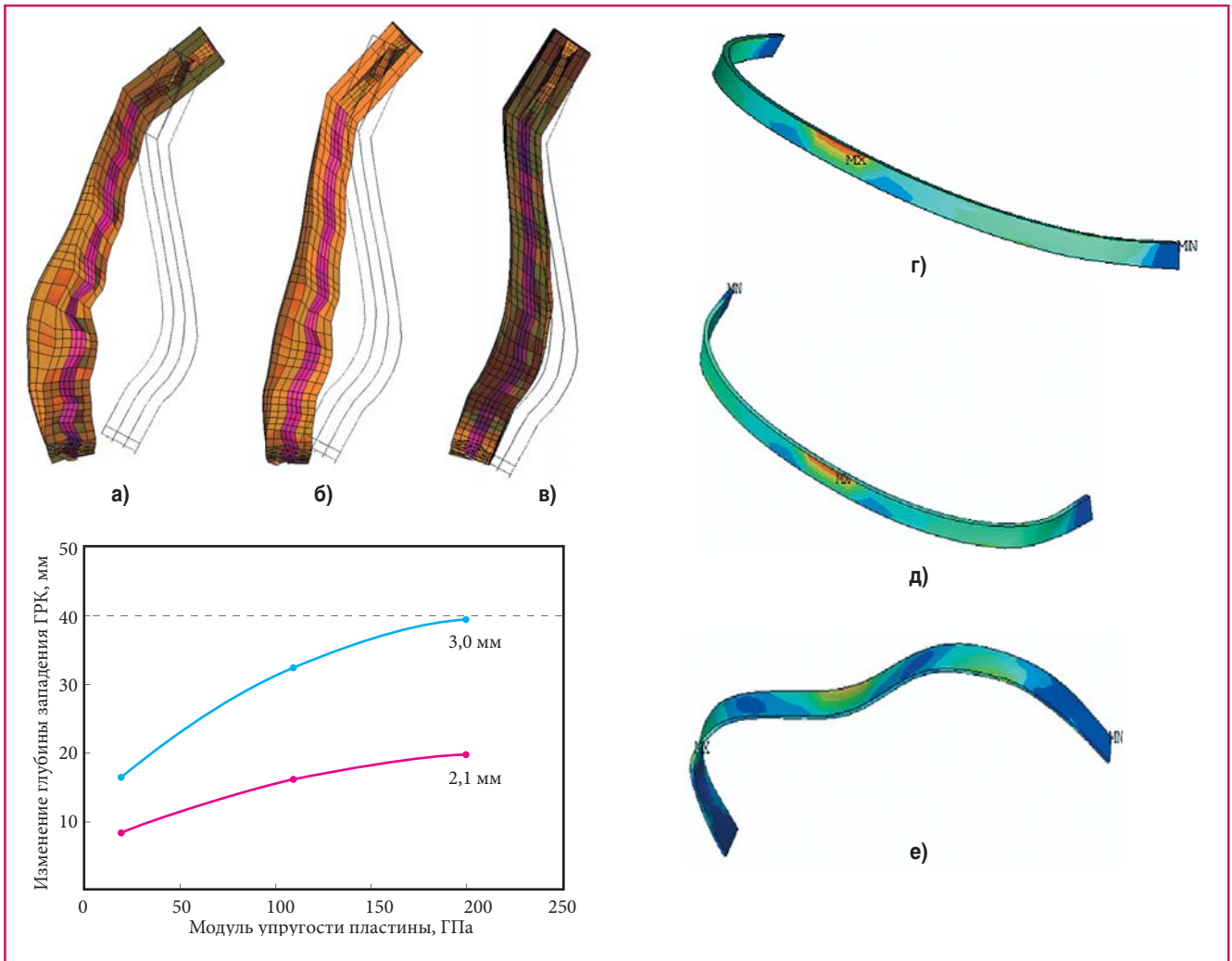


Рис. 3 Изменение ВДГК после установки опорных пластин толщиной 3 мм: а, г – стальная пластина, б, д – титановая пластина, в, е – пластина из никелида титана, ж – влияние модуля упругости и толщины опорной пластины (3,0 и 2,1 мм) на изменение глубины западения ГРК

дать, что эти пластины находятся в сверхупругом состоянии с большим запасом нереализованной сверхупругой деформации. В случае стальных пластин уровень напряжений достаточно высок и приближается к пределу текучести медицинских нержавеющей сталей. Так, например, предел текучести стали 316L в отожженном состоянии составляет 220 – 330 МПа [3, 4]. Кроме того, при установке стальных пластин опасно высоки и напряжения, возникающие в костных тканях ГРК. Как известно, предел прочности компактной кости может изменяться в пределах от 80 до 300 МПа [5, 6].

Поскольку для оценки биосовместимости металлических имплантатов знания одного только модуля упругости недостаточно, то нами были проведены исследования влияния марки сплава на деформационные и силовые характеристики

опорных пластин. Для определения механических свойств пластин, изготовленных из различных сплавов, были использованы методики [7] и [8]. В соответствии с этими методиками пластины подвергали нагружению на четырехточечный изгиб; расстояния между точками приложения нагрузки (расстояние между внутренними опорами и расстояние между внешними и внутренними опорами) были выбраны равными 50 мм. Ширина всех пластин составляла 12 мм. Результаты испытаний обобщены в таблице 3 и представлены на рис. 5.

Пластины из нержавеющей стали обладают большей жесткостью и меньшей упругой деформацией по сравнению с пластинами из титановых сплавов. Так, например, пластины толщиной 2 мм из титановых сплавов характеризуются упругим прогибом 8÷10 мм, а упругий прогиб пластин из

Таблица 2

Максимальные напряжения и смещения, определенные по результатам компьютерного моделирования для опорных пластин толщиной 3 мм

Материал опорной пластины	Максимальные напряжения в пластине, МПа	Максимальные напряжения в грудины, МПа	Максимальные напряжения в ребрах, МПа	Максимальное смещение ребер, мм	Максимальное изменение западения грудины, мм
Никелид титана	70,5	62	28	3,8	16,4
Титановый сплав	155	125	69	6,4	32,2
Сталь	308	175	104	11	39,6

нержавеющей стали составляет около 4 мм. Для пластин из сплава ТН1 величина восстанавливаемого после нагружения прогиба составляет не менее 25 мм, что обусловлено сверхупругим поведением материала. Таким образом, упругие характеристики опорных пластин из нержавеющей стали более чем в 2 раза ниже, чем у титановых пластин и более чем в 6 раз ниже, чем у пластин из сплавов на основе никелида титана.

Анализ результатов напряженно-деформированного состояния грудной клетки с ВДГК с установленной опорной пластиной из различных материалов совместно с результатами испытаний стальных, титановых и нитиноловых пластин на четырехточечный изгиб позволяет сделать следующие выводы.

1. Использование пластин из медицинской нержавеющей стали позволяет достигать практически полной коррекции дефекта грудной клетки непосредственно в процессе операции. Однако значительные напряжения в грудины могут приводить

к ее травмированию и даже разрушению. Кроме того, напряжения в пластине близки к пределу текучести материала и могут вызывать его пластическую деформацию. В результате этого полная коррекция грудной клетки не достигается как на операции, так и в послеоперационном периоде.

2. Применение титановых сплавов псевдо- α и $\alpha+\beta$ классов позволяет обеспечить до 75% коррекции дефекта в процессе операции и полное его устранение в послеоперационный период. При этом нагрузка на грудины от контакта с пластиной снижается на 30%, что значительно уменьшает риски травмирования и разрушения грудины.

3. Использование пластин из сплава на основе никелида титана (нитинола) не позволяет достигнуть значительной коррекции дефекта непосредственно в процессе операции. Полное его устранение может происходить только в послеоперационном периоде (по клиническим оценкам от 3 до 9 месяцев). В то же время напряжения в грудины от контакта с пла-

Таблица 3

Механические свойства опорных пластин для коррекции ВДГК (испытания в соответствии с ГОСТ Р ИСО 9585 и ASTM F 382)

№	Материал пластины	Толщина пластины, мм	Прочность при изгибе(1), Н×м по методике [7]	Прочность при изгибе, Н×м по методике [8]	Эквивалентная жесткость на изгиб, Н×м ²	Жесткость на изгиб, Н/мм	Упругая деформация, мм
1	ТН1(2)	2,1±0,05	0,9±0,2	1,5±0,2	0,2±0,03	4±0,5	6,0±0,5(4)
2	ТН1(3)	2,1±0,05	3,8±0,5	4,0±0,5	0,6±0,05	11±1	10,0±0,5(4)
3	ВТ20	1,8±0,05	3,4±0,5	5,4±0,5	0,8±0,05	15±1	10,4±0,5
4	ОТ4	2,0±0,05	3,5±0,5	5,5±0,5	0,9±0,05	17±1	8,2±0,5
5	ВТ6	2,3±0,05	6,5±0,5	10,3±0,5	1,3±0,05	24±1	14,7±0,5
6		2,5±0,05	6,7±0,5	10,8±0,5	1,4±0,05	27±1	11,5±0,5
7		3,0±0,05	8,6±0,5	15,3±0,5	2,7±0,05	52±1	7,0±0,5
8		4,0±0,05	29,3±0,5	52±1	7,3±0,05	140±2	3,1±0,5
9	12Х18Н10Т	2,0±0,05	2,2±0,5	3,3±0,5	1,2±0,05	23±1	3,8±0,5

1 - по физическому смыслу данная характеристика соответствует пределу текучести материала;

2 - температура испытаний: 10±2 °С;

3 - температура испытаний: 37±2 °С;

4 – обратимая деформация пластины из сплава ТН1 более 25 мм.

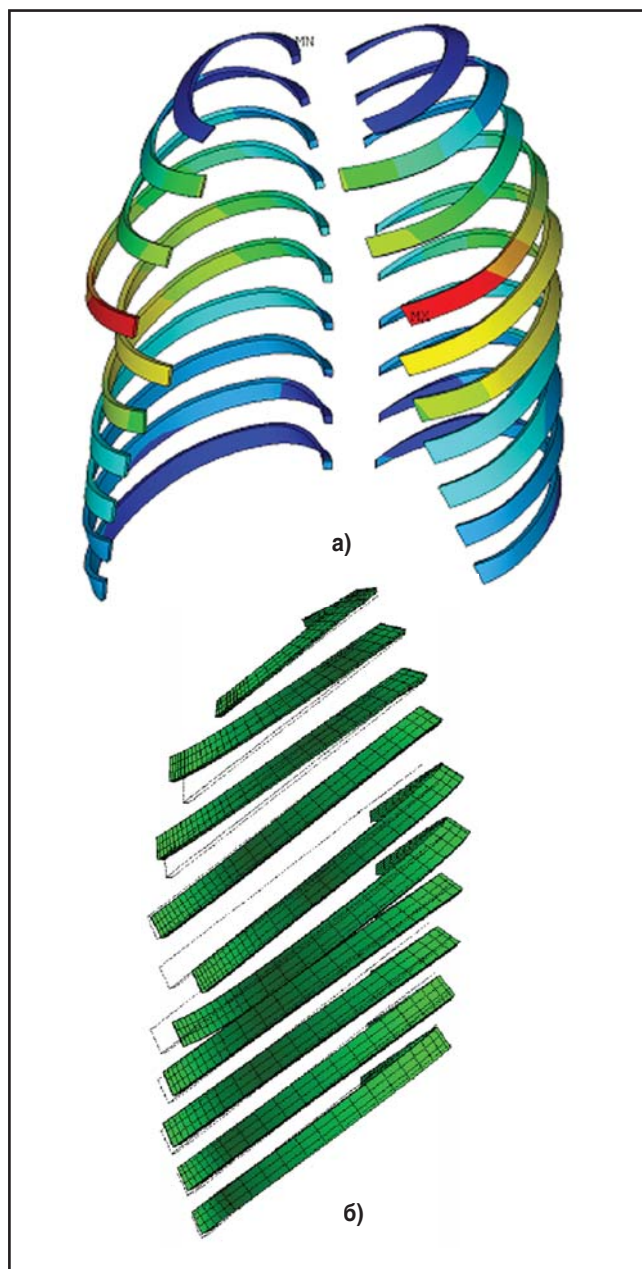


Рис. 4 Смещение ребер после установки стальной пластины

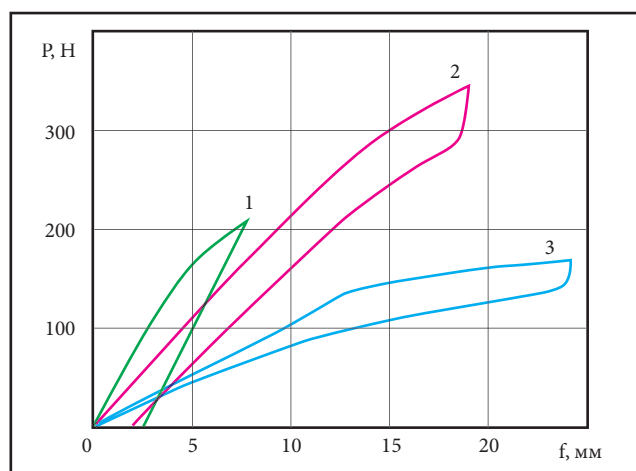



Рис. 5 Механическое поведение опорных пластин при их испытании на изгиб: 1 – сталь 12Х18Н10Т, 2 – сплав ВТ6, 3 – сплав ТН1; P – нагрузка, f – прогиб

стиной из никелида титана примерно в 3 раза меньше по сравнению со стальной пластиной, а воздействие на ребра минимально. Совместно с использованием эффекта запоминания формы нитинола это позволяет проводить малотравматичные операции с минимальным нарушением функциональных характеристик грудной клетки как в процессе операции, так и в послеоперационном периоде.

4. Выбор оптимального материала для изготовления опорных пластин определяется особенностями анатомического строения грудной клетки и ее дефекта (геометрические параметры), возрастом и полом пациента (свойства структур организма), особенностями медицинской технологии лечения. Однако можно утверждать, что для проведения малоинвазивных и малотравматичных операций целесообразно использовать титановые сплавы с высокой упругой деформацией и сплавы на основе никелида титана, обладающие сверхупругостью и эффектом запоминания формы. 

Литература

1. Вишневский А.А., Рудаков С.С., Миланов Н.О. Хирургия грудной стенки: Руководство. – М: Издательский дом Видар-М, 2005; 312 с.
2. Nuss D. et al. U.S. Patent: 6024759 - Method and apparatus for performing pectus excavatum repair - February 15, 2000.
3. Biomaterials science: an introduction to materials in medicine / edited by B.D. Ratner et al. – San Diego: Academic Press Limited, 1996, 497 p.
4. Савич В.В., Киселев М.Г., Воронович А.И. Современные материалы хирургических имплантатов и инструментов. – Минск: ООО «Доктор Дизайн», 2004. – 104 с.
5. Кнетс И.В., Пфафрод Г.О., Саулгозис Ю.Ж. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей. – Рига: Зинатне, 1980. – 319 с.
6. Крюков В.Н. Механика и морфология переломов. – М.: Медицина, 1986. – 160 с.
7. ASTM F 382-99 – Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates.
8. ГОСТ Р ИСО 9585 – 2009. Имплантаты для хирургии – Определение прочности и жесткости на изгиб металлических пластинок для скрепления отломков кости.