

3. Явелов И.С., Каплунов С.М., Даниелян Г.Л. Волоконно-оптические измерительные системы. Прикладные задачи / Под ред. С.М. Каплунова. – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований, 2010. 304 с.
4. Явелов И.С., Рочагов А.В., Явелов О.И., Плешаков К.В. Особенности измерения показателей пульсовой волны одно- и многоточечными датчиками // Биомедицинская радиоэлектроника. 2017. № 3. С. 14-21.
5. Явелов И.С. Способ измерения артериального давления и устройство для его осуществления / Заявка на патент РФ от 28.02.2017 г.

*Игорь Самуилович Явелов,  
канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник,  
Иван Викторович Степанян,  
д-р биолог. наук, ведущий научный сотрудник,*

*Андрей Викторович Рочагов,  
научный сотрудник,  
Анатолий Васильевич Жолобов,  
старший инженер,  
ФГБУН «Институт машиноведения  
им. А.А. Благонравова» РАН,  
Родион Игоревич Явелов,  
менеджер интернет-проектов,  
ГК «Восток – Сервис»,  
Олег Игоревич Явелов,  
инженер,  
ФГБУН «Институт машиноведения  
им. А.А. Благонравова» РАН,  
e-mail: yishome@mail.ru*

*Б.Ш. Минасов, Ш.Ф. Якупов, Р.Р. Якупов, А.Р. Билялов, М.М. Валеев,  
Т.Б. Минасов, Т.Р. Мавлютов, М.И. Нагимов, И.И. Гарипов*

## **Прочностные характеристики системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза при переломах ключицы в средней трети**

### **Аннотация**

Разработаны способ хирургического лечения переломов ключицы в средней трети и компрессирующий блокируемый стержень для остеосинтеза ключицы. Проведен сравнительный анализ прочностных характеристик систем «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза при переломах ключицы в средней трети. Установлено, что ни один из испытываемых фиксаторов не обеспечивает устойчивости к осевой нагрузке, сопоставимой с устойчивостью неповрежденной ключицы. Разработанная конструкция может быть рекомендована как метод выбора для остеосинтеза переломов ключицы в средней трети, так как продемонстрировала сопоставимые прочностные характеристики в сравнении с другими системами.

### **Введение**

Переломы ключицы относятся к одному из наиболее часто встречающихся видов травм и составляют от 2,6 до 4 % среди всех повреждений скелета, в структуре которых значительную долю занимают переломы в средней трети – от 69 до 82 % [1]-[4]. При этом пострадавшие чаще всего являются лицами молодого и среднего возраста, ведущими активный образ жизни. Обилие существующих хирургических технологий остеосинтеза ключицы зачастую усложняет выбор специалиста и является доказательством отсутствия «золотого стандарта». Литературные сведения и ортопедическая практика позволили установить наиболее распространенные технологии оперативного лечения переломов ключицы в средней трети – это накостный остеосинтез и интрамедуллярные конструкции. По мнению большинства авторитетных ученых, определяющим механическое взаимоотношение системы «кость-имплантат-кость» является резистентность к стартовой нагрузке. В связи с этим представляет большой интерес сравнительная оценка имплантатов, применяемых в широкой ортопедической практике [5]-[11].

Цель исследования – провести сравнительный анализ систем «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза перелома ключицы в средней трети с использованием различных хирургических технологий.

### **Материалы и методы**

Исследованы группы образцов ключицы с переломами в средней трети, полученными по одинаковому механизму в эксперименте на биоманекенах, синтезированные различными видами имплантатов с рандомизацией технологии остеосин-

теза, а также одна группа с интактной костью. Биоманекены были сопоставимы по антропометрическим, возрастным и половым характеристикам. Методом случайного выбора определялся образец «кость-имплантат-кость» для проведения испытания. Проведены стендовые испытания системы «кость-имплантат-кость» в условиях, приближенных к реальным по механогенезу разрушения. Испытание проводилось на универсальном динамометре «INSTRON 1185». Деформация образцов осуществлялась в трех плоскостях: горизонтальной (по оси ключицы, при этом акромиальный конец испытываемых моделей располагался внизу, грудинный вверх), фронтальной (сверху вниз) и сагитальной (спереди назад). Каждая исследуемая система подвергалась дозированной нагрузке до полного разрушения со скоростью 2 мм/мин. Результаты испытания отображены на графиках, где ось X – время в секундах (с), ось Y – нагрузка в ньютонах (Н).

Разработаны способ хирургического лечения переломов ключицы в средней трети и компрессирующий блокируемый стержень для остеосинтеза ключицы (патенты на изобретение № 2281786 от 25.03.2005, № 2345730 от 10.02.2009). Имплантат оригинальной конструкции для внутрикостного остеосинтеза ключицы является компрессирующим блокируемым стержнем, который представляет собой стержень круглого сечения 1 с резьбой на одном конце и плоским расширением 2 с отверстием под винт 3 на другом конце. Устройство имеет две съемные части: прямоугольную металлическую накладку 4 с отверстием под винт 6 и компрессирующую гайку 5. Съемная накладка 4 также включает в себя напаянную трубку двух диаметров, внутри которой имеется резьба, выполненная под усеченный цилиндр с минимальным допуском к резьбовому концу стержня 1, который так-

же выполнен в виде усеченного цилиндра (рис. 1) с усечением с обеих сторон под углом  $90^\circ$  к плоскому расширению стержня. Вследствие этого исключается взаимная подвижность пары стержень + накладка.

Исследование прочностных свойств в горизонтальной плоскости по оси ключицы проводили с использованием следующих групп образцов:

- 1) образец с интактной ключицей;
- 2) образец с реконструктивной пластиной (толщина 1,2 мм);
- 3) образец с реконструктивной пластиной (толщина 2,3 мм);
- 4) образец с блокируемым стержнем оригинальной конструкции;
- 5) образец с пластиной LCP;
- 6) образец с толстым стержнем Богданова ( $3,5 \times 4,5$  мм);
- 7) образец со стержнем Богданова ( $2 \times 3$  мм).

Исследование прочностных свойств во фронтальной и сагиттальной плоскостях проводилось с использованием трех групп образцов:

- 1) образец с блокируемым стержнем оригинальной конструкции;
- 2) образец с прямой пластиной для остеосинтеза ключицы;
- 3) образец с реконструктивной пластиной (толщина 2,3 мм).

Протоколирование стендовых испытаний проводилось с помощью аналогового цифрового преобразователя с автоматической регистрацией времени, скорости, силы нагрузки и кинематографии. На стенде регистрировались максимальные пиковые значения сопротивления нагрузке, длительность эффективного сопротивления нагрузке, критические точки несостоятельности системы, величина падения межфрагментарной стабильности и характер падения напряжения.

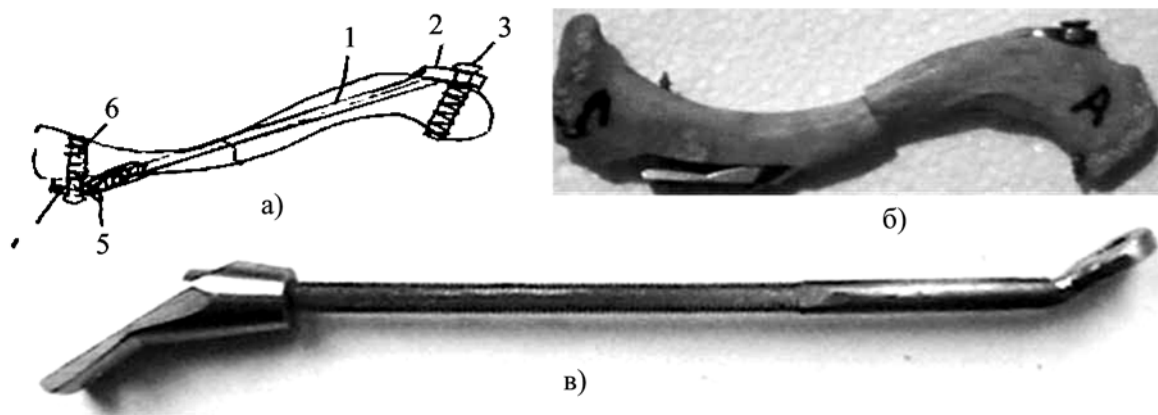


Рис. 1. Стержень оригинальной конструкции: а) схематичное изображение; б) после остеосинтеза на биоманекене; в) фото имплантата, вид сверху

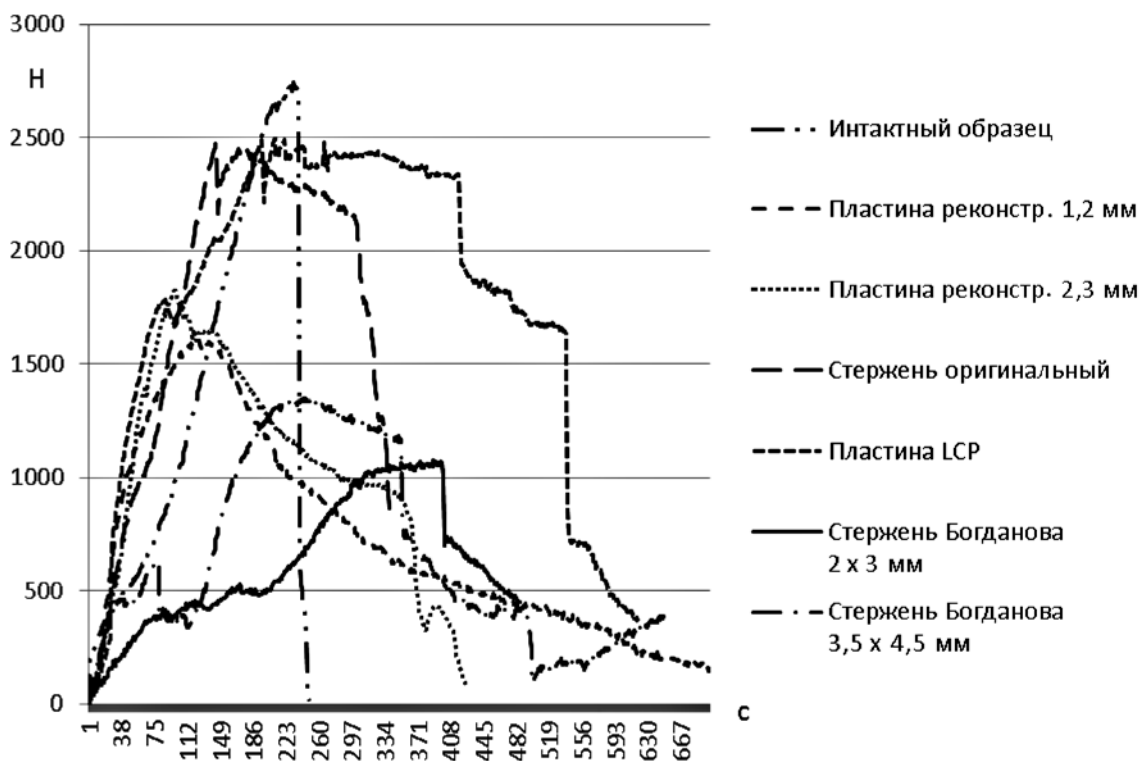


Рис. 2. Прочностные характеристики системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза перелома ключицы в средней трети при нагрузке в горизонтальной плоскости (по оси ключицы)

## Результаты

Стендовые испытания систем «кость-имплантат-кость», а также интактной кости обнаружили, что при нагрузке в горизонтальной плоскости по оси ключицы максимальную пиковую прочность продемонстрировала группа интактных образцов (группа 1), которые разрушились при нагрузке, равной в среднем 2600 Н. При этом исследуемые стандартные технологии с использованием сертифицированных имплантатов по максимальным пиковым значениям сопротивления нагрузке показали следующие результаты (рис. 2):

- группа 2 (реконструктивная пластина 2,5 мм) – 1520 Н;
- группа 3 (реконструктивная пластина 4 мм) – 1730 Н;
- группа 4 (стержень оригинальной конструкции) – 2450 Н;
- группа 5 (пластина LCP) – 2480 Н;
- группа 6 (стержень Богданова 2 × 3 мм) – 1010 Н;
- группа 7 (стержень Богданова 3,5 × 4,5 мм) – 1260 Н.

Наибольшую временную резистентность продемонстрировали образцы, синтезированные на костной пластине LCP, оставшиеся стабильными на 817-й секунде эксперимента.

Меньшую временную сопротивляемость продемонстрировали образцы, фиксированные реконструктивной пластиной и оригинальным стержнем. Самые низкие показатели у образцов, синтезированных стержнем Богданова.

При нагрузке во фронтальной плоскости (сверху вниз) максимальную пиковую прочность продемонстрировала группа с оригинальным стержнем (673 Н) в отличие от прямой пластины (607 Н) и реконструктивной пластины (188 Н). Наибольшую временную резистентность продемонстрировали образцы с на костным остеосинтезом в отличие от образцов с оригинальным стержнем (рис. 3).

При нагрузке в сагиттальной плоскости (спереди назад) максимальную пиковую прочность продемонстрировала группа с оригинальным стержнем (1126 Н) в отличие от прямой пластины (981 Н) и реконструктивной пластины (840 Н). Временная резистентность нагрузке была выше при интрамедуллярном остеосинтезе в отличие от образцов с на костным остеосинтезом (рис. 4).

Сравнительный анализ пиковых значений сопротивления осевой нагрузке выявил сопоставимые показатели между тех-

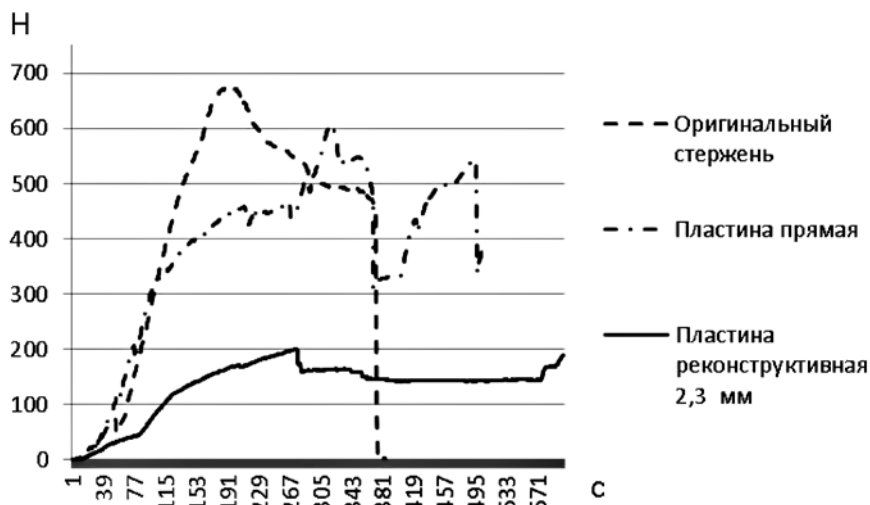


Рис. 3. Прочностные характеристики системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза перелома ключицы в средней трети при нагрузке во фронтальной плоскости (сверху вниз)

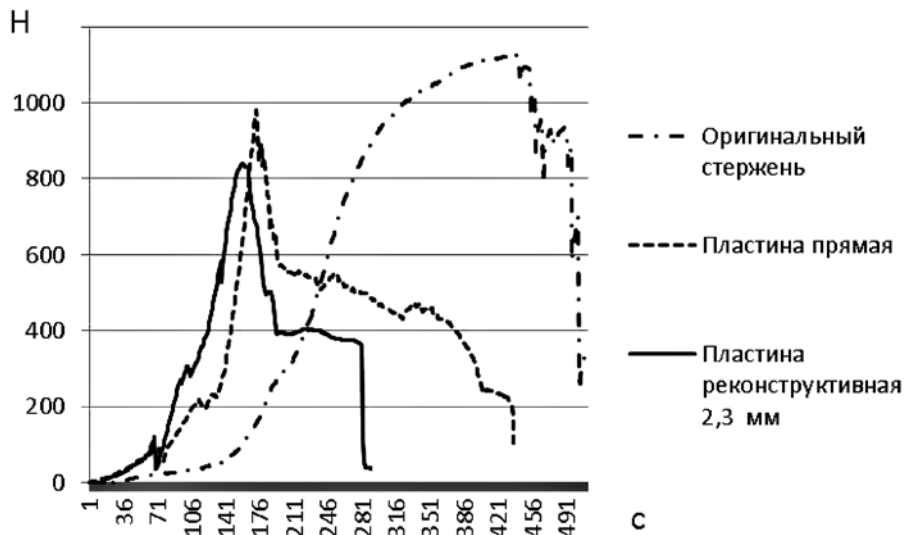


Рис. 4. Прочностные характеристики системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза перелома ключицы в средней трети при нагрузке в горизонтальной плоскости (спереди назад)

нологиями на костного остеосинтеза и оригинального блокируемого стержня. Максимальную длительную устойчивость во временном разложении продемонстрировали образцы с пластиной LCP, которые превосходили другие образцы по временной резистентности.

При нагрузке во фронтальной плоскости (сверху вниз) более высокую резистентность продемонстрировали образцы с оригинальным блокируемым стержнем. Однако образцы с на костным остеосинтезом показали более длительную устойчивость к нагрузке во времени.

Проведение стендовых испытаний в сагиттальной плоскости (спереди назад) выявило, что образцы с синтезированным оригинальным стержнем превзошли другие системы по величине нагрузки и времени сопротивления.

Проведенная оценка стартовых характеристик устойчивости системы «кость-имплантат-кость» при использовании изученных технологий остеосинтеза ключицы при переломах в средней трети позволила определить критические точки несостоятельности системы; это раскрывает перспективу совершенствования эксплуатационных качеств имплантата.

## Заключение

Стендовые испытания системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза ключицы установили, что исследуемые технологии не позволяют достичь механической прочности интактной кости.

Оценка характера поведения систем в условиях осевой нагрузки выявила, что одномоментное падение напряжения отмечалось у интактных образцов, а кривые систем «кость-имплантат-кость» в большинстве случаев демонстрировали постепенное падение напряжения.

Разработанная конструкция может быть рекомендована как метод выбора для остеосинтеза диафизарных переломов ключицы, так как продемонстрировала сопоставимые прочностные характеристики в сравнении с другими системами.

Знание диапазона эксплуатационных качеств имплантата позволяет прогнозировать длительность их функционирования и сделать обоснованный выбор технологии остеосинтеза, что может быть одним из ключевых факторов эффективности оперативного лечения и диктует определенную схему функциональной реабилитации и нагрузочного режима.

## Список литературы:

1. Айрапетов Г.А., Загородний Н.В., Волна А.А., Воронников А.А., Панин М.А. Организация помощи пациентам с переломом средней трети ключицы. Современное состояние проблемы консервативного и хирургического лечения, возможные решения // Медицинский вестник Северного Кавказа. 2013. Т. 8. № 2. С. 42-44.
2. Загородний Н.В., Айрапетов Г.А., Волна А.А., Григорьев В.В. Анатомическое обоснование нового доступа для остеосинтеза ключицы / Травматология и ортопедия столицы. Настоящее и будущее. Тезисы докладов. 14-16 мая 2012 года, г. Москва. С. 48.
3. Labronici P.J., Santos Filho F.C.D., Reis T.B., Pires R.E.S., Junior A.F.M., Kojima K.E. Are diaphyseal clavicular fractures still treated traditionally in a non-surgical way? // Rev. Bras. Ortop. 2017. Vol. 52. № 4. PP. 410-416.
4. Ahrens P.M., Garlick N.I., Barber J., Tims E.M. The Clavicle Trial: A Multicenter Randomized Controlled Trial Comparing Operative with Nonoperative Treatment of Displaced Midshaft Clavicle Fractures // J. Bone Joint Surg. Am. 2017. Vol. 99. № 16. PP. 1345-1354.
5. Мартель И.И., Дарвин Е.О. Лечение закрытых переломов ключицы различными вариантами остеосинтеза // Гений ортопедии. 2011. № 4. С. 5-8.

6. Скорогляд А.В., Ивков А.В., Шнейдеров М.В. Интрамедуллярный остеосинтез ключицы // Вестник РГМУ. Научный медицинский журнал Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И. Пирогова. 2013. № 3. С. 22-25.
7. Бейдик О.В., Тонин М.С., Левченко К.К., Карнаев Х.С., Немоляев С.А., Литвак М.Б. Биомеханическое компьютерное моделирование способов остеосинтеза // Гений ортопедии. 2007. № 4. С. 89.
8. Щуров В.А., Дарвин Е.О. Динамика функционального состояния больных в процессе лечения перелома ключицы методов чрескостного остеосинтеза // Травматология и ортопедия России. 2013. № 1 (67). С. 87-92.
9. Fuglesang H.F-S., Flugsrud G.B., Randsborg P.H., Oord P., Benth J.S, Utvag S.E. Plate fixation versus intramedullary nailing of completely displaced midshaft fractures of the clavicle: A prospective randomised controlled trial // Bone Joint J. 2017. Vol. 99-B. № 8. PP. 1095-1101.
10. Langenhan R., Reimers N., Probst A. Intramedullary stabilisation of displaced midshaft clavicular fractures: Does the fracture pattern (simple vs. complex) influence the anatomic and functional result // Z. Orthop. Unfall. 2014. Vol. 152. № 6. PP. 588-595.
11. Fritz E.M., van der Meijden O.A., Hussain Z.B., Pogorzelski J., Millett P.J. Intramedullary Fixation of Midshaft Clavicle Fractures // J. Orthop. Trauma. 2017. Vol. 31. № 3. PP. S42-S44.

Булат Шамильевич Миначов,  
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
Шамиль Фавизович Якупов,  
травматолог-ортопед,  
ГБУЗ РБ «Городская клиническая  
больница № 13 г. Уфы»,  
Расуль Радикович Якупов,  
д-р мед. наук, профессор,  
Азат Ринатович Билялов,  
канд. мед. наук, доцент,  
Марат Мазгарович Валеев,  
д-р мед. наук, профессор,  
Тимур Булатович Миначов,  
д-р мед. наук, профессор,  
Тагир Рыфатович Мавлютов,  
д-р мед. наук, профессор,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
Марсель Ильясович Нагимов,  
мл. научный сотрудник группы  
механических испытаний,  
ФГБУН ИПСМ РАН,  
Ильгиз Илдарович Гаритов,  
клинический ординатор,  
кафедра травматологии и ортопедии  
с курсом ИДПО,  
ФГБОУ ВО «Башкирский  
государственный медицинский университет»  
Министерства здравоохранения РФ,  
г. Уфа,  
e-mail: tr\_shamil@mail.ru