

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИЗУЧЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ ЛУЧЕВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА ПОСЛЕ ФОРМИРОВАНИЯ КРАЕВОГО ДЕФЕКТА И ЕГО КОМПЕНСАЦИИ

¹Александров Н.М., ²Вешуткин В.Д., ²Жуков А.Е., ¹Вешаев И.Д., ¹Кленин А.А.

¹ФГБОУ ВО «Приволжский исследовательский медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Нижний Новгород, e-mail: info@nniito.ru;

²ФГБОУ ВО «Нижегородский государственный технический университет имени Р.Е. Алексева» Министерства науки и образования Российской Федерации, Нижний Новгород, e-mail: nauka@nntu.ru

Цель исследования – определить в эксперименте предпочтительную форму краевого выреза и рациональные способы фиксации лучевой кости и компенсирующего элемента. Актуальность данного исследования обусловлена высокой частотой возникновения переломов лучевой кости в результате образования краевого дефекта после забора трансплантата. Проведены эксперименты по определению прочностных и упругих свойств кадаверных лучевых костей человека с изучением внешних и внутренних силовых факторов. Определялись внешние разрушающие нагрузки, деформации, нормальные напряжения и определялись коэффициенты прочности кости. Исследованы пять пар целостных и дефектных костей на растяжение, изгиб и сжатие после формирования краевого выреза прямоугольной, треугольной формы различной глубины, радиусного выреза, а также замещения прямоугольных дефектов компенсирующими вставками с фиксацией их винтами и в сочетании с укреплением кости экстрamedулярной пластиной. Формирование выреза прямоугольной формы с глубиной на треть диаметра диафиза приводит к уменьшению прочности кости в 3,9 раз, увеличение глубины выреза вызывает непропорциональное уменьшение прочности, что обуславливает необходимость компенсации дефекта. Фиксация компенсирующего элемента винтами в сочетании с укреплением кости пластиной увеличивает ее коэффициент прочности в 1,3 раза по сравнению с применением только винтов. Кость с радиусным вырезом в 1,41 раза прочнее, чем кость с прямоугольным. Наличие изгиба кости в двух плоскостях обуславливает возникновение изгибных напряжений, которые накладываются на напряжения и деформации растяжения, что указывает на необходимость учета также этого фактора при оценке остаточной прочности кости и выборе методов профилактического укрепления кости и фиксации компенсирующего элемента. Формирование прямоугольного выреза значительно снижает прочность кости, в связи с чем необходимо компенсировать дефект с помощью костной вставки, идентичной ему по размерам и форме. Компенсирующую вырез вставку следует фиксировать винтами в сочетании с профилактическим укреплением кости пластиной. Радиусный вырез предпочтительнее прямоугольного.

Ключевые слова: кожно-костный лучевой лоскут, дефект лучевой кости, прочность лучевой кости, эксперимент.

EXPERIMENTAL STUDY OF MECHANICAL PROPERTIES OF A HUMAN RADIAL BONE AFTER FORMATION OF A MARGINAL DEFECT AND ITS COMPENSATION

¹Aleksandrov N.M., ²Veshutkin V.D., ²Zhukov A.E., ¹Veshaev I.D., ¹Klenin A.A.

¹Research Medical University of Volga Region of the Ministry of Health of the Russian Federation, Nizhny Novgorod, e-mail: info@nniito.ru;

²Nizhny Novgorod State Technical University named after R.E. Alekseev of the Ministry of Science and Education of Russia, Nizhny Novgorod

The purpose of the study was to determine by experiments a preferred shape for a marginal cutout and reasonable methods for fixation of the radial bone and a compensating element. The relevance of this study is proved by the high frequency of radial fractures resulting from the marginal defect formation after the skin-bone flap retrieval. Materials and Methods. Experiments were carried out to determine the strength and elastic properties of human cadaver radial bones with the study of external and internal force factors. External fracture loads, normal stresses and the bone strength factor were identified. Five pairs of intact and defective bones were studied for tension, bending and compression after the formation of a rectangular, triangular marginal cutout of various depths, a radial cutout, as well as the replacement of rectangular defects using compensating inserts fixed with screws along with strengthening the bone with an extramedullary plate. The formation of a rectangular cutout with its depth equal to the third of the diaphysis diameter reduces the bone strength by 3,9 times. An increase in the cutout depth results in the non-proportional decreasing of the strength, so, it causes the need of compensating the defect. The fixation of the compensating element using screws along with strengthening the bone using a plate increase its strength factor by 1,3 times as compared to the sole use of screws. A bone with a radial cutout has a greater strength

by 1,41 times than with a rectangular one. The bone bending in two planes causes the emergence of bending stresses, which are aligned with tensile stresses and strains, so it shows the need to take this factor into account when assessing the residual bone strength and choosing methods for preventive strengthening of the bone and fixing the compensating element Conclusion. The formation of a rectangular cutout considerably reduces the bone strength; therefore, it is necessary to compensate the defect using a bone insert to be identical thereto in size and shape. The cutout compensating insert shall be fixed with screws and further the preventive strengthening of the bone with a plate is performed. A radial cutout is more preferable to a rectangular one.

Keywords: skin-bone radial flap, radial bone defect, strength of the radial bone, experiment.

Краевая остеотомия лучевой кости наиболее часто выполняется с целью забора костного трансплантата в составе свободного или несвободного лучевого лоскута, получившего широкое распространение в хирургии и применяемого для различных реконструктивных вмешательств [1–3]. Однако образование краевого дефекта в диафизарной части кости в ряде случаев приводит к ее переломам, частота развития которых достигает 29 % [4] и не имеет тенденции к снижению. При этом среди женщин переломы отмечаются у 32 % пациентов [5]. Методы профилактики подобных осложнений нуждаются в дальнейшем изучении. Наиболее важным вопросом в решении этой проблемы является исследование прочности кости после взятия трансплантата и обоснование, разработка оптимальных вариантов краевой остеотомии, компенсации выреза и профилактического укрепления кости. Механическая характеристика кости имеет решающее значение для прямой оценки ее несущей способности и функциональности. Деструктивное тестирование *ex vivo* считается золотым стандартом для оценки риска переломов костей. Тест с однократной нагрузкой на разрушение является самым простым и широко используемым подходом для определения механических свойств кости. Испытание на изгиб всей кости особенно информативно при определении механических свойств кортикальной кости. Используя экспериментальный метод тензометрии, измеряя геометрию поперечного сечения образца и используя инженерную теорию балок, можно определить внутренние механические свойства и силовые факторы, такие как модуль Юнга, коэффициент Пуассона, предельную деформацию и оценить прочность. В настоящее время доступен ряд методов, помогающих исследователям понять факторы, повышающие риск переломов [6]. Структурная аутентичность натуральной кости и экспериментального материала позволяет учитывать ее анизотропию и получить достоверные результаты. В то же время остаются неизученными в эксперименте многие вопросы влияния формы, глубины дефекта и изгиба лучевой кости на ее прочностные свойства. В частности, в литературе нет экспериментальных данных по прочности полноразмерных костей с различными формами краевой остеотомии и элементами, компенсирующими дефект, методами их фиксации и укрепления кости при растяжении, сжатии и изгибе. В настоящее время экспериментально не обоснованы варианты компенсации выреза и укрепления лучевой кости после формирования краевого дефекта в зависимости от глубины остеотомии и кривизны кости.

Цель исследования – определить в эксперименте предпочтительную форму краевого выреза и рациональные способы фиксации лучевой кости и компенсирующего элемента.

Материалы и методы исследования

Исследование было одобрено Локальным этическим комитетом при ФГБОУ ВО ПИМУ Минздрава России и проводилось в соответствии с этическими стандартами, изложенными в Хельсинкской декларации. Эксперименты по нагружению и разрушению выполнены на пяти парах кадаверных лучевых костей человека без вырезов, а также с искусственными дефектами прямоугольной, треугольной и радиусной формы, в том числе с различными вариантами компенсации дефекта кости и ее укрепления (рис. 1 и 2). Остеотомию выполняли с помощью осцилляторной пилы с использованием направителей. Определялась прочность костей в условиях растяжения, изгиба и сжатия (рис. 3). При этом сравнивались только соответствующие парные кости и определялись относительные показатели прочности. Затем соотносились полученные показатели для различных вырезов. Сравнение показателей костей с краевыми дефектами с параметрами интактных костей проводилось для изучения влияния формы выреза на прочность. Сопоставление дефектных парных костей осуществляли для изучения влияния глубины выреза и способов укрепления компенсирующего вырез элемента. Вырез формировали на боковой поверхности лучевой кости. Основные параметры и характеристики исследуемых костей, обозначения параметров сечения представлены в табл. 1 и на рис. 4. Размеры, форма и расположение дефектов соответствовали таковым после забора трансплантата лучевой кости в клинике, выполненного для реконструкции пальца кисти. Глубина выреза в большинстве случаев варьировала от 0,3 до 0,5 диаметра диафизарной части лучевой кости, что соответствует литературным данным. С целью определения влияния глубины выреза на прочность кости в одном случае вырез составил 0,7 от диаметра диафизарной части кости. Для компенсации выреза прямоугольной формы на одной кости образовавшийся после его формирования фрагмент лучевой кости укладывали на свое же место и фиксировали двумя винтами. На другой парной кости после аналогичной компенсации выреза кость укрепляли накостной пластиной, применяемой в клинике для остеосинтеза, фиксированной винтами бикортикально. Пластину располагали на боковой поверхности лучевой кости в продольном направлении с перекрытием компенсирующего элемента, с равноудаленным его расположением от концов пластины. При этом по два винта проводили через отверстия пластины и компенсирующий элемент, а также через диафиз дистальнее и проксимальнее дефекта. Параметры пластины: ширина – 10 мм, толщина – 2 мм, диаметр винтового соединения – 2 мм, материал – титан ВТ 6.

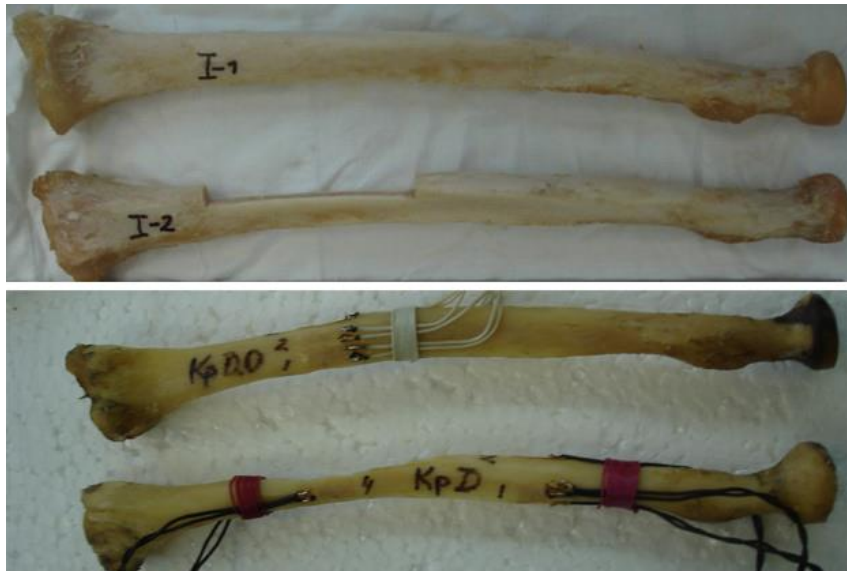


Рис. 1. Объекты исследования. Лучевые кости с прямоугольным, радиусным вырезами и парные интактные кости. На образец с треугольным вырезом и его пару наклеены тензорезисторы

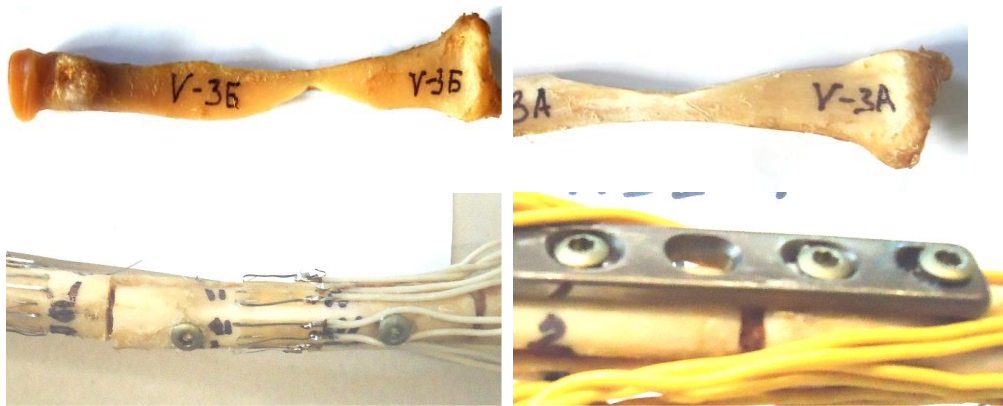


Рис. 2. Объекты исследования. Парные кости с треугольными вырезами (верхние рисунки), парные кости с прямоугольными вырезами (нижние), замещенными костными вставками и фиксированными винтами и накостной пластиной. На кость и вставку наклеены тензорезисторы

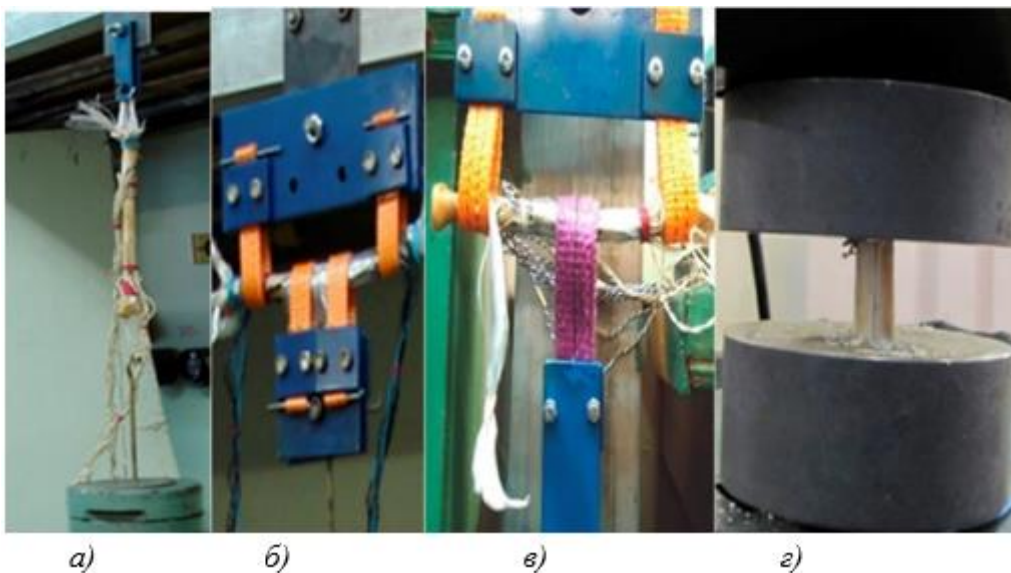


Рис. 3. Фото видов нагружения костей: а) растяжение; б) чистый изгиб; в) трехточечный изгиб; г) сжатие испытательной машиной

Исследования проводили через сутки после забора материала. Материал до исследования хранился в термоконтейнере при температуре 2–4 °С. Перед исследованием, с целью равномерного согревания, препараты выдерживали в помещении с температурой 18–20 °С в течение трех часов. Модуль продольной упругости (модуль Юнга) является весьма важной характеристикой напряженно-деформированного состояния кости при растяжении, изгибе и сжатии. В связи с этим были экспериментально определены упругие характеристики (модуль Юнга E , коэффициент Пуассона μ), пределы прочности при растяжении, сжатии и изгибе испытуемых образцов лучевой кости человека. Также оценено влияние искусственных повреждений и различных вариантов укрепления кости на ее несущую способность при растяжении, сжатии и изгибе.

Нагрузка при растяжении и изгибе создавалась либо с помощью калиброванных грузов, либо с использованием винтового талрепа с регистрацией величины силы динамометром системы Н.Г. Токаря (ДОР-0,3). Для обследования на сжатие образцов использовались универсальные испытательные машины УМЭ-10Т и МИ-5У. При тензометрии нагрузка прикладывалась ступенями, обычно через 5 кг при растяжении, через 2 кг при изгибе, не доводя образец до разрушения. На каждой ступени регистрировались показания многоканальной цифровой тензостанции ИТЦ-03-32. С целью повышения достоверности результатов опыт для каждого объекта и вида нагружения повторялся не менее двух раз, после чего вычислялись средние значения показаний прибора. Для измерения деформаций на кости наклеивались циакриновым клеем тензорезисторы (ТР) в количестве 12 шт. по периметру ее сечений, обычно на уровне середины имеющегося или предполагаемого (для интактной кости)

дефекта, а также на уровне середины проксимальной половины кости. Схемы расположения тензорезисторов для каждой исследуемой кости разрабатывались индивидуально в зависимости от ее размеров.

На рис. 4 обозначены параметры сечения целой кости, сечения по вырезу и представлено положение сечений целой и дефектной костей с тензорезисторами (ТР). Основные параметры и характеристики исследуемых костей приведены в табл. 1, а обозначения параметров – на рис. 4.

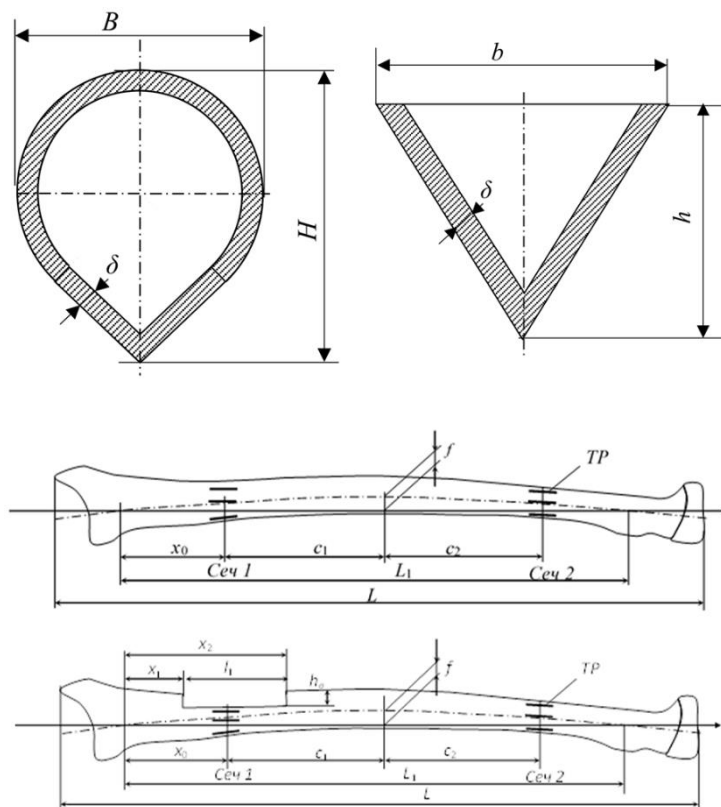


Рис. 4. Обозначения параметров сечения: верхний левый рисунок – сечение целой кости; верхний правый – сечение по вырезу. На нижних рисунках представлено расположение исследуемых сечений интактной кости и с прямоугольным вырезом. Обозначения к рис. 5: ТР – тензорезисторы; c_1 – расстояние от середины расчетной длины кости до середины выреза и сеч. 1 расположения ТР; c_2 – расстояние от середины расчетной длины кости до сеч. 2 расположения ТР; l_1 – длина выреза; h_v – глубина выреза; f – погибь кости (характеристика кривизны кости); L – общая длина кости; L_1 – расчетная длина кости

Таблица 1

Основные параметры и характеристики исследуемых костей

Условное обозначение	Характеристика образца	$L, \text{ мм}$	$L_1, \text{ мм}$	Характеристики выреза				Параметры сечения		
	Форма выреза			x_1	x_0	x_2	l_1	$\delta, \text{ мм}$	$H(h), \text{ мм}$	$B(b), \text{ мм}$
I-1	Бездефектная кость	265	180	без выреза				3,35	16,75	12,8
I-2	Прямоугольный	265	180	53	53–125	125	72	3,5	16,5 (10,8)	12 (11,2)
II-1	Бездефектная кость	257	205	без выреза				4,3	18,5	14
II-2	Прямоугольный	257	205	56	56–142	142	86	4,25	19,9 (13,4)	13,5 (14,3)
III-1	Треугольный	228	167	40	80	113	73	3,0	17,9 (8,2)	11,4 (11,2)
III-2	Треугольный	231	180	50	82	120	70	3,0	18,5 (5,4)	12,3 (11,4)
IV-1	С радиусным вырезом*)	230	190	67,6	97,6	127,6	60	3,4	16 (9,6)	14,8 (10,0)
IV-2	Бездефектная кость	242	210	без выреза	3,4	16,0	14,8			
V-1	Прямоугольный, компенсированный аутентичной вставкой, фиксированной винтами	250	180	68	68–136	136	69	3,2	18,7 (11,8)	12,8 (11,3)
V-2	Прямоугольный, компенсированный аутентичной вставкой, фиксированной винтами, укреплением кости на костной пластинной	255	170	72	72–126	126	54,2	3,2	17,5 (12,2)	13,4 (11,2)

Примечания: H – высота целого сечения; h – минимальная высота сечения в вырезе;
 B – ширина сечения целой кости; b – ширина сечения в вырезе (рис. 4);
*) – радиус выреза образца (IX-1) составляет 63 мм.

Тензорезисторы располагались в заданных поперечных сечениях кости в продольном и поперечном (для определения коэффициента Пуассона) направлении по отношению к продольной оси кости. Для измерения относительных деформаций были использованы проволочные и фольговые тензорезисторы с базой 10 мм (2ПКБ-10-200В; ФКП-А-10-100) и 5 мм (ПКБ-5-100-III). Относительные деформации вычислялись по формуле

$$\varepsilon = \frac{4 \cdot \Delta N_{cp} \cdot 10^{-6}}{S},$$

где ΔN_{cp} – средняя по нескольким опытам разность показаний прибора; S – коэффициент тензочувствительности используемых ТР.

Нормальные напряжения σ при растяжении-сжатии рассчитывали по формуле

$$\sigma = \frac{P}{A}, \quad (1)$$

где $A' = \int_A dA$ – площадь поперечного сечения образца, P – прилагаемое усилие.

Проводилась проверка линейности деформации от величины нагрузки по всем установленным ТР с целью определения возможности использования закона Гука. Во всех исследованиях на деформацию кости сохранялась ее линейная зависимость от нагрузки.

Модуль Юнга E при растяжении находили из эксперимента по формуле

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon_{\text{ср}}}, (2)$$

где $\varepsilon_{\text{ср}}$ – средняя деформация по показаниям всех продольных ТР, установленных в данном сечении.

При изгибе нормальные напряжения σ_i в точках расположения ТР определялись по формуле

$$\sigma_i = \frac{M}{I_x} \cdot y_i, (3)$$

где y_i – координата установки тензорезистора относительно НО (нейтральной оси сечения);

$I_x = \int_A y^2 dA$ – момент инерции площади поперечного сечения;

где M – изгибающий момент.

Исследование деформаций лучевой кости выполнялось не менее чем в двух сечениях, наиболее типовое расположение которых на кости представлено на рис. 4.

Схема размещения ТР в поперечном сечении разрабатывалась индивидуально для каждой кости.

Результаты исследования и их обсуждение

Анализ вида излома тестируемых костей свидетельствует о преобладании хрупкого разрушения кости при сжатии, растяжении и изгибе от действия нормальных напряжений, так как имеется кристаллический вид излома фрагментов образцов и отсутствуют признаки их пластической деформации. Разрушение целостной кости при растяжении состоялось в субкапитальной области и имело поперечный характер плоскости излома. Перелом кости с прямоугольным вырезом произошел у его дистального угла в зоне сопряжения с бездефектным участком, а с треугольным вырезом – в наиболее узкой части, где определялись наибольшие деформации (напряжения) при тензометрии (рис. 5). Целостность образца с компенсирующей вставкой, фиксированной винтами, нарушилась у проксимального угла выреза. Разрушение кости с компенсирующей аутентичной вставкой, фиксированной винтами, с укреплением кости на костной пластине произошло у проксимального конца пластины в области проведения крайнего винта. Плоскость излома имела кососпиральный характер. Результаты исследования прочностных свойств различных образцов костей при растяжении, сжатии и изгибе представлены в табл. 2. Количественный анализ по критерию внешней разрушающей нагрузки показал, что при изгибе кость с прямоугольным вырезом

оказалась слабее парной интактной кости в 3,9 раз (при глубине выреза 0,33), а кость с радиусным вырезом – в 4,5 раз (при глубине выреза 0,53). При использовании критерия предела прочности кость с прямоугольным вырезом была слабее интактной в 1,52 раза, а с радиусным – в 1,1 раза. Результаты исследования прочности костей с треугольными вырезами различной глубины выявили, что увеличение глубины выреза в 1,31 раза вызывает непропорциональное снижение прочности кости в 2,21 раза.

В результате выполненных экспериментальных исследований были получены значения модуля продольной упругости (модуля Юнга) при растяжении и изгибе. Из анализа полученных экспериментальных значений установлен значительный разброс характеристик. Так, например, при растяжении модуль Юнга для разных костей лежит в диапазоне от $0,156 \cdot 10^5$ до $0,216 \cdot 10^5$ МПа; при изгибе – в диапазоне от $0,217 \cdot 10^5$ до $0,526 \cdot 10^5$ МПа. Экспериментальное значение коэффициента Пуассона μ определялось по формуле

$$\mu = \frac{\varepsilon_6}{\varepsilon_8} = \frac{\varepsilon_7}{\varepsilon_{11}},$$

и для разных костей среднее значение составляет $\mu_{cp} = 0,35 \pm_{0,01}^{0,03}$,

где $\varepsilon_6, \varepsilon_7, \varepsilon_8$ – показания продольных ТР; ε_{11} – показания поперечных ТР, установленных в данном сечении.

Разрушающие нормальные напряжения при изгибе определялись по формуле

$$\sigma_i = \frac{M}{W_{min}}, \quad (4)$$

где M – изгибающий момент, W_{min} – минимальный момент сопротивления сечения.

Таблица 2

Результаты исследования прочностных свойств образцов костей

Образцы костей	Относительная глубина выреза h_0/H (рис. 4)	Площадь сечения A , см ²	Момент сопротивления W_{min} , см ³	Разрушающая нагрузка			Предел прочности (МПа)		
				Изгиб, Нм	Сжатие, кН	Растяжение, кН	Изгиб ф-ла (3)	Сжатие ф-ла (1)	Растяжение ф-ла (1)
I-1	Выреза нет	1,07	0,21	26,8	13,34	2,256 ¹⁾	128	125	21,3 ¹⁾
I-2	0,335	0,928 (0,52)	0,198 (0,049)	–	10,53	0,392	–	113	11,0 ²⁾
II-1	Выреза нет	1,227	0,236	30,9	15,99	–	131	130	–
II-2	0,33	1,637 (0,542)	0,225(0,092)	7,94	16,55	–	86,3	115	–
III-1	0,542	0,935 (0,356)	–	–	7,853	1,472	–	94	41,3 ²⁾
III-2	0,708	1,00 (0,161)	–	–	7,495	0,667	–	75	41,4 ²⁾
IV-1	0,525	1,06 (0,419)	(0,0362)	5,38	–	–	121	–	–
IV-2	Выреза нет	1,06	0,188	24,4	–	–	130	–	–
V-1	0,339	1,07 (0,50)	(0,0476)	7,67	–	–	161 ³⁾	–	–
V-2	0,305	1,04 (0,497)	(0,0452)	9,53	–	–	211 ³⁾	–	–

Примечания: ¹⁾ – разрушение головчатой части кости при растяжении; () – в скобках указана площадь и момент сопротивления сечения по вырезу; ²⁾ – Величины напряжений являются условными, так как не учитывают изгибные напряжения в кости (из-за наличия первоначальной кривизны); ³⁾ – условные нормальные напряжения в кости, при изгибном разрушении в сечении дефекта и без учета компенсирующих элементов.

Среднеарифметический предел прочности костей без дефекта при изгибе составляет

$$\tilde{\sigma}_e = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sigma_{ei} = 130 \text{ МПа (табл. 2), где } \sigma_{ei} \text{ – предел прочности в } i\text{-м опыте; } n = 4 \text{ – число}$$

опытов. Оценка среднеквадратического случайного отклонения результатов равнозначных измерений определится формулой $\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^n (\sigma_{ei} - \tilde{\sigma}_e)^2} = 1,414 \text{ МПа}$. Случайная

составляющая погрешности результатов составит $\Delta\sigma_{ei} = \frac{t \cdot \bar{\sigma}}{\sqrt{n}} = 2,25 \text{ МПа}$, где $t = 3,18$

коэффициент Стьюдента при $n = 4$ и вероятности $p = 0,95$. Предел прочности при изгибе равен $\sigma_e = 130 \pm 2,25 \text{ МПа}$ с относительной погрешностью 1,7 %.

Среднеарифметический предел прочности костей при сжатии составляет $\tilde{\sigma}_e = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sigma_{ei} = 116 \text{ МПа}$ (табл. 2), где –

предел прочности в i -м опыте; $n = 9$ – число опытов. Оценка среднеквадратического случайного отклонения результатов равнозначных измерений определится формулой

$\bar{\sigma} = \sqrt{\frac{1}{(n-1)} \sum_{i=1}^n (\sigma_{ei} - \tilde{\sigma}_e)^2} = 12,3 \text{ МПа}$. Случайная составляющая погрешности результатов

составит $\Delta\sigma_{ei} = \frac{t \cdot \bar{\sigma}}{\sqrt{n}} = 2,25 \text{ МПа}$, где $t = 2,31$, коэффициент Стьюдента при $n = 9$ и

вероятности $p = 0,95$. Предел прочности при сжатии равен $\sigma_e = 116 \pm 12,3 \text{ МПа}$ с относительной погрешностью 8,1 %.

Для оценки эффективности компенсации искусственного дефекта кости при изгибе различными способами, введем критерий прочности (эффективности) k_3 :

$$k_3 = \frac{M}{M_0}, \quad (5)$$

где $M = W \cdot \sigma_e$ – разрушающий момент кости с компенсирующими элементами (указан в табл. 2);

W – момент сопротивления поперечного сечения кости с компенсирующими элементами;

σ_e – предел прочности кости при изгибе;

M_0 – разрушающий момент кости без компенсирующих элементов, определяемый по формуле

$$M_0 = W_0 \cdot \sigma_e, \quad (6)$$

W_0 – момент сопротивления поперечного сечения кости без компенсирующих элементов (указан в табл. 2).

Так как разрушение всегда будет происходить при достижении предела прочности кости σ_b , то можно коэффициент эффективности представить в виде

$$k_3 = \frac{M}{M_0} = \frac{W \cdot \sigma_\epsilon}{W_0 \cdot \sigma_\epsilon} = \frac{W}{W_0}. \quad (7)$$

Учитывая, что $W = \frac{M}{\sigma_\epsilon}$, а $W_0 = \frac{M}{\sigma}$, выражение (7) запишется в виде

$$k_3 = \frac{W}{W_0} = \frac{M}{\sigma_\epsilon} \cdot \frac{\sigma}{M} = \frac{\sigma}{\sigma_\epsilon}, \quad (8)$$

где σ при изгибе приведено в табл. 2.



Рис. 5. Характер разрушения образцов с прямоугольным и треугольным вырезами (верхний рисунок), с прямоугольными вырезами, компенсированными кортикальными вставками с укреплением кости и без него (нижний рисунок)

Результаты расчета коэффициентов прочности образцов приведены в табл. 3.

Таблица 3

Значения коэффициента прочности образцов костей при изгибе

Образцы костей	Характеристика образца	Коэффициент прочности $k_3 = \sigma/\sigma_e$
II-2	Прямоугольный вырез	0,66
IV-1	Радиусный вырез (радиус выреза 63 мм)	0,93
V-1	Прямоугольный вырез, компенсированный аутентичной вставкой, фиксированной винтами	1,24
V-2	Прямоугольный вырез, компенсированный аутентичной вставкой, фиксированной винтами, с укреплением кости на костной пластинкой	1,62

Из табл. 3 следует:

- 1) компенсация прямоугольного выреза кости (VI-1) аутентичной вставкой, фиксированной винтами, увеличивает ее несущую способность в 1,24 раза по сравнению с костью без компенсации;
- 2) компенсация прямоугольного выреза кости (VI-2) аутентичной вставкой, фиксированной винтами, с укреплением кости на костной пластинкой увеличивает ее несущую способность в 1,62 раза по сравнению с костью без компенсации;
- 3) в прямоугольном вырезе кости наблюдается концентрация нормальных напряжений в районе резкого изменения поперечного сечения с коэффициентом концентрации 1,52 (1/0,66);
- 4) в кости с радиусным вырезом коэффициент концентрации напряжений составляет 1,08 (1/0,93).
- 5) кость с радиусным вырезом (IX-1) в 1,41 (0,93/0,66) раза прочнее, чем кость с прямоугольным (II-2).

Из анализа данных численных значений распределения деформаций по сечению, полученных с тензорезисторов, следует:

- 1) при растяжении относительные деформации (и, соответственно, нормальные напряжения) в поперечных сечениях кости распределены неравномерно;
- 2) неравномерность распределения деформаций в поперечных сечениях связана с начальной кривизной кости в двух взаимно перпендикулярных направлениях;
- 3) наличие кривизны приводит к появлению изгибных деформаций и напряжений, которые накладываются на напряжения и деформации растяжения;
- 4) компенсация прямоугольного выреза аутентичной вставкой, фиксированной винтами, с укреплением кости на костной пластинкой уменьшает значения деформаций образца при изгибе.

Анализ данных, представленных в таблицах, показывает, что кость с прямоугольным вырезом с компенсирующей вставкой, фиксированной винтами, с укреплением кости пластиной оказалась прочнее кости с компенсирующей вставкой без пластины по пределу прочности в 1,31 раза, по внешней разрушающей нагрузке – в 1,24 раза, а по коэффициенту прочности – в 1,31 раза.

Исследование показало, что полученные в работе значения модуля упругости Юнга и коэффициента Пуассона согласуются с данными, приведенными в литературе [7], что свидетельствует об адекватности проведенного эксперимента. По литературным данным влияния формы и глубины краевого выреза на прочность кости изучено в немногочисленных работах на кадаверных лучевых костях человека [8] и большеберцовых костях овец [9]. Проведенным исследованием установлено, что формирование прямоугольного выреза глубиной 0,3 диаметра диафизарной части кости уменьшает прочность кости практически в 4 раза, что согласуется с литературными данными [8, 9]. В настоящее время среди хирургов отсутствует единое мнение относительно преимуществ скошенной и радиусной (ладьевидной) остеотомии перед прямоугольной. Общепринятой практикой является выполнение скосов или изгибов остеотомических разрезов только для улучшения визуализации глубины выреза и снижения риска перерезания кости. С помощью этих мероприятий, которые лишь облегчают выполнение остеотомии, частота переломов может быть снижена [8]. По мнению других авторов, с биомеханической точки зрения скошенная остеотомия имеет минимальный укрепляющий эффект и увеличивает прочность только на 5 % по сравнению с прямоугольным [9], в связи с чем большинство из них предлагают выполнять скошенную либо ладьевидную остеотомию лучевой кости ограниченной глубины [9] или в сочетании с профилактическим остеосинтезом пластиной [1, 5]. Анализ литературных данных показывает, что с биомеханической точки зрения прочность лучевой кости человека после формирования радиусного (ладьевидного) или треугольного выреза не изучена, не определены масштабы его влияния на прочность подобного выреза, не проведен сравнительный анализ эффективности различной формы выреза на прочность кости. Исследование показало, что предпочтительнее формирование радиусного выреза, так как это вызывает уменьшение коэффициента концентрации напряжения кости в 1,41 раза по сравнению с костью с прямоугольным вырезом, что приводит к увеличению остаточной прочности кости и ее несущей способности. Теоретически можно предположить, что формирование треугольного дефекта также приведет к уменьшению коэффициента концентрации напряжения за счет увеличения угла выреза. Разрушение образцов костей в углах вырезов можно объяснить концентрацией напряжения и уменьшением площади поперечного сечения. Низкие показатели прочности кости с прямоугольным вырезом, а также непропорциональное снижение прочности по мере увеличения глубины выреза, выявленные нашими исследованиями, обуславливают необходимость применения в клинике мероприятий по увеличению прочности кости. В настоящее время большинство специалистов также пришли к мнению о необходимости профилактического укрепления лучевой кости после забора трансплантата, в том числе и при скашивании углов выреза. В литературе имеются работы по биомеханическому обоснованию

целесообразности профилактического укрепления лучевой кости с краевым вырезом. Для этого применяются накостные пластины [1, 5], интрамедуллярные стержни [10], значительно реже – накостные пластины в сочетании с замещением дефекта костными аутотрансплантатами различного строения или синтетическим материалом [4], а также костная пластика без укрепления кости [4]. Предпочтение, как правило, отдается накостному остеосинтезу, так как фиксация интрамедуллярным стержнем не обеспечивает достаточной прочности при кручении [10]. Недостатком интрамедуллярной фиксации является также неизбежное проведение стержня через дефект, что обуславливает невозможность его адекватного замещения, при котором требуется полный контакт трансплантата с воспринимающим ложем по всей поверхности выреза. По мнению многих авторов, профилактическая фиксация пластиной позволяет удалять до 50 % окружности лучевой кости и восстановить значительную часть ее прочности [4]. В случае применения пластины без замещения дефекта она должна находиться на кости бессрочно (несъемная) во избежание поздних переломов, так как величина дефекта сохраняется неизменной.

Вместе с тем в литературе описаны переломы кости, в том числе бессимптомные, даже в условиях фиксации пластиной без компенсации дефекта, частота которых достигает 9,6 % [1, 11], что связано со стресс-экранирующим эффектом пластины [12, 13]. Вопрос о целесообразности замещения краевых дефектов лучевой кости остается дискуссионным. Небольшая группа специалистов выполняет первичную костную пластику непосредственно после забора лучевого трансплантата в сочетании с накостной пластиной при достижении или превышении глубины выреза, равного половине диаметра диафиза [4], другие же видят потребность в пластике только при наступлении патологического перелома, в том числе и после фиксации кости пластиной [1, 14]. В немногочисленных работах, посвященных этому аспекту пластики лучевым лоскутом, сообщается об успешном применении аутотрансплантатов из крыла подвздошной кости с фиксацией их только винтами без укрепления кости пластиной [15]. В то же время, по данным других авторов, перелом в случае выполнения только костной пластики наступил у 14 % больных [4].

Вместе с тем данных по биомеханическому обоснованию целесообразности компенсации дефекта, вариантов фиксации элементов, компенсирующих дефект, мы в литературе не нашли. Исследование выявило, что компенсация прямоугольного дефекта костной вставкой, фиксированной винтами, увеличивает коэффициент прочности по сравнению с костью с прямоугольным вырезом без вставки в 1,88 раз, а с радиусным – в 1,33 раза. Повышение прочности достигается за счет увеличения площади поперечного сечения в области выреза и момента сопротивления. Вместе с тем при замещении компенсирующей вставкой, фиксированной винтами, сохраняется концентрации напряжения из-за наличия

щели (зазора) и ослабления сечения в области контакта концов компенсирующей вставки с краями выреза, на что указывает характер разрушения образца, которое также происходит в пределах выреза. Данный факт указывает на недостаточность укрепления кости при этом способе компенсации. Можно предположить, что в клинике будет сохраняться вероятность (риск) перелома в ранние сроки после операции, до завершения формирования костной мозоли в зоне контактов компенсирующей вставки и устранения концентрации напряжения, что занимает год и более. Только по завершении консолидации и органотипической перестройки трансплантата и увеличения площади поперечного сечения возможно достижение необходимой прочности кости. При компенсации выреза аутентичной вставкой с укреплением кости пластиной увеличение коэффициента прочности, а также предела прочности в 1,3 раза по сравнению с применением только винтов, выявленное в эксперименте, может быть объяснено тем, что пластина защищает область выреза, где сохраняется концентрация напряжения, так как воспринимает нагрузку и передает ее на кость через винты за пределами выреза. Кроме того, достигается укрепление кости в области концентрации напряжения за счет высокого модуля упругости пластины и еще большего увеличения площади поперечного сечения системы кость – вставка – пластина. Разрушение кости с пластиной происходит вне выреза, в области нахождения наиболее проксимального винта, что также связано с ослаблением поперечного сечения и наличия концентрации напряжения в районе отверстия в кости, сформированного для проведения винта. На основании полученных данных можно заключить, что в клинической практике целесообразно выполнять профилактическую первичную костную пластику в сочетании с укреплением кости мостовидной (шунтирующей) экстрамедуллярной пластиной, что может снизить вероятность наступления перелома как в ранние, так и в поздние сроки после операции. После консолидации и органотипической перестройки трансплантата пластина может быть удалена. Теоретически можно допустить, что замещение дефекта трансплантатом не только повысит прочность кости за счет увеличения площади поперечного сечения и снижения концентрации напряжения, но и обеспечит профилактику потери костной массы вследствие стресс-экранирующего эффекта пластины и стимуляцию костеобразования, что уменьшит вероятность наступления патологического перелома синтезированной кости. Укрепление кости, в свою очередь, оптимизирует условия для консолидации и перестройки трансплантата. Наличие изгиба кости обуславливает возникновение изгибных напряжений, которые накладываются на напряжения растяжения-сжатия, в связи с чем можно предположить, что при выраженном изгибе особенно предпочтительнее фиксация компенсирующей вставки в сочетании с профилактической фиксацией кости пластиной. Компенсирующий элемент следует фиксировать винтами, проведенными через отверстие в пластине

Заключение

Формирование прямоугольного выреза значительно снижает прочность кости, в связи с чем необходимо компенсировать дефект с помощью костной вставки, идентичной ему по форме и размерам. Компенсирующую вырез вставку следует фиксировать винтами в сочетании с профилактическим укреплением кости пластиной. Радиусный вырез имеет преимущества перед вырезом прямоугольной формы и обеспечивает наибольшее восприятие нагрузки при изгибе.

Исследование не финансировалось какими-либо источниками, конфликты интересов, связанные с данными исследованиями, отсутствуют.

Список литературы

1. Arganbright J.M., Tsue T.T., Girod D.A., Militsakh O.N., Sykes K.J., Markey J, Shnayder Y. Outcomes of the osteocutaneous radial forearm free flap for mandibular reconstruction // JAMA Otolaryngol Head Neck Surg. 2013 Feb. Vol. 139, Is. 2. P. 168–72. DOI: 10.1001/jamaoto.2013.1615.
2. Dustin A. Silverman, Wojciech H. Przylecki, Yelizaveta Shnayder, Terance T. Tsue, Douglas A. Girod, Brian T. Andrews. Expanding the Utilization of the Osteocutaneous Radial Forearm Free Flap beyond Mandibular Reconstruction // J. Reconstr. Microsurg. 2016 Jun. Vol. 32, Is. 5. P. 361–365. DOI: 10.1055/s-0035-1571251.
3. Roberto Adani, Raffaele Mugnai, Giovanna Petrella. Reconstruction of Traumatic Dorsal Loss of the Thumb: Four Different Surgical Approaches // Hand (N Y). 2019 Mar. Vol. 14, Is. 2. P. 223–229. DOI: 10.1177/1558944717736396.
4. Philip J. Torina, Evan Matros, Edward A. Athanasian, Peter G. Cordeiro. Immediate bone grafting and plating of the radial osteocutaneous free flap donor site // Ann. Plast. Surg. 2014 Sep. Vol. 73, Is. 3. P. 315–320. DOI: 10.1097/SAP.0b013e31827a2fe4.
5. Marie Kearns, Panagiotis Ermogenous, Simon Myers, Ali Mahmoud Ghanem. Osteocutaneous flaps for head and neck reconstruction: A focused evaluation of donor site morbidity and patient reported outcome measures in different reconstruction options // Arch. Plast. Surg. 2018 Nov. Vol. 45, Is. 6. P. 495–503. DOI: 10.5999/aps.2017.01592.
6. Stacyann Bailey, Deepak Vashishth. Mechanical Characterization of Bone: State of the Art in Experimental Approaches-What Types of Experiments Do People Do and How Does One Interpret the Results? // Curr. Osteoporos Rep. 2018 Aug. Vol. 16, Is. 4. P. 423–433. DOI : 10.1007/s11914-018-0454-8.

7. Sánchez-Molina D., García-Vilana S., Martínez-Sáez L., Llumà J. A strain rate dependent model with decreasing Young's Modulus for cortical human bone // *Biomed. Phys. Eng. Express*. 2023 Jul. Vol. 20, Is. 9 (5). DOI: 10.1088/2057-1976/acd458.
8. Swanson E., Boyd J.B., Mulholland R.S. The radial forearm flap a biomechanical studi of the osteotomized radius // *Plast. Reconstr. Surg*. 1990. Vol. 85, Is. 2. P. 267–272.
9. Meland N.B., Maki S., Chao E.Y., Rademaker B. The radial forearm flap: a biomechanical study of donor-site morbidity utilizing sheep tibia // *Plast. Reconstr. Surg*. 1992. Nov. Vol. 90, Is. 5. P. 763–773.
10. Dediol E., Uglešić V., Knežević P., Lemac D. Donor-Site Outcomes for the Osteocutaneous Radial Forearm Free Flap// *J. Reconstr Microsurg*. 2017 Oct. Vol. 33, Is. 8. e3-e4. DOI: 10.1055/s-0038-1635087.
11. Werle A.H., Tsue T.T., Toby E.B., Girod D.A. Osteocutaneous radial forearm free flap: its use without significant donor site morbidity // *Otolaryngol. Head Neck Surg*. 2000 Dec. Vol. 123, Is. 6. P. 711–717. DOI: 10.1067/mhn.2000.110865.
12. Saeid Samiezadeh, Pouria Tavakkoli Avval, Zouheir Fawaz, Habiba Bougherara. On optimization of a composite bone plate using the selective stress shielding approach // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater*. 2015 Feb. Vol. 42. P. 138–153. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2014.11.015.
13. Xinwen Zhao, Wensen Jing, Zhe Yun, Xun Tong, Zhao Li, Jiajia Yu, Yaohui Zhang, Yabin Zhang, Zhixue Wang, Yanhua Wen, Heping Cai, Jun Wang, Baoan Ma, Haien Zhao. An experimental study on stress-shielding effects of locked compression plates in fixing intact dog femur // *J. Orthop. Surg. Res*. 2021. Jan 29. Vol. 16, Is. 1. P. 97. DOI: 10.1186/s13018-021-02238-3.
14. Gloria M. Rockwell, Achilleas Thoma. Should the donor radius be plated prophylactically after harvest of a radial osteocutaneous flap? A cost-effectiveness analysis // *J. Reconstr. Microsurg*. 2004 May. Vol. 20, Is. 4. P. 297–306. DOI: 10.1055/s-2004-824887.
15. Ezequiel Ernesto Zaidenberg, Ezequiel Martinez, Carlos Rodolfo Zaidenberg. Vascularized Distal Radius Bone Graft for Treatment of Ulnar Nonunion. Case Reports // *J. Hand Surg. Am*. 2018 Jul. Vol. 43, Is. 7. P. 685.e1-685.e5. DOI: 10.1016/j.jhsa.2018.03.005.